

(12)特許協力条約に基づいて公開された国際

(19) 世界知的所有権機関  
国際事務局(43) 国際公開日  
2004 年 7 月 22 日 (22.07.2004)

PCT

(10) 国際公開番号  
WO 2004/060156 A1(51) 国際特許分類<sup>7</sup>: A61B 5/055, G01R 33/54

(21) 国際出願番号: PCT/JP2003/016560

(22) 国際出願日: 2003 年 12 月 24 日 (24.12.2003)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(30) 優先権データ:  
特願 2002-3797032002 年 12 月 27 日 (27.12.2002) JP  
特願 2003-2038 2003 年 1 月 8 日 (08.01.2003) JP

(71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社日立メディコ (HITACHI MEDICAL CORPORATION) [JP/JP]; 〒101-0047 東京都千代田区 内神田一丁目 1 番 14 号 Tokyo (JP).

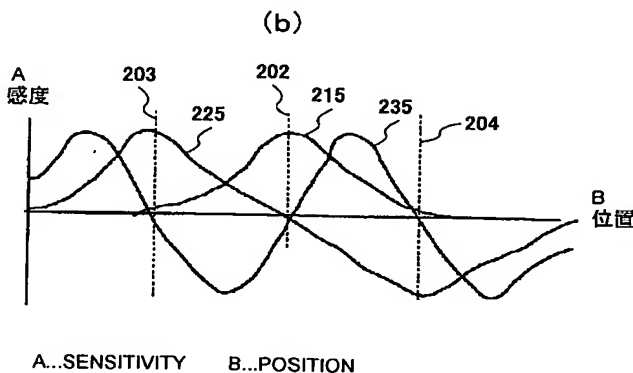
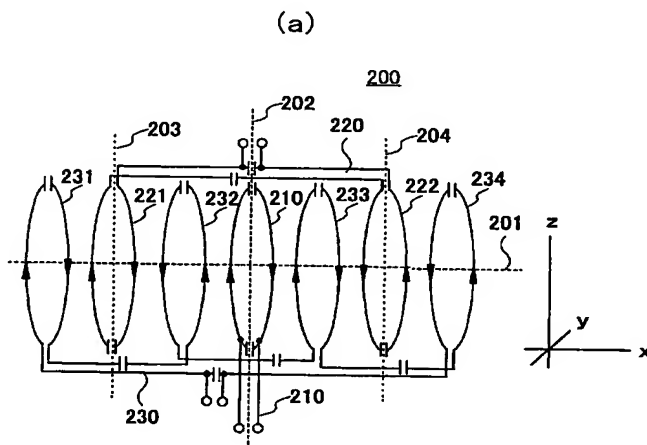
(72) 発明者; および

(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 高橋 哲彦 (TAKAHASHI, Tetsuhiko) [JP/JP]; 〒340-0011 埼玉県草加市 栄町 3-4-2 4-9 10 Saitama (JP). 竹内 博幸 (TAKEUCHI, Hiroyuki) [JP/JP]; 〒277-0858 千葉県 柏市 豊上町 2-2-4 Chiba (JP). 瀧澤 将宏 (TAKIZAWA, Masahiro) [JP/JP]; 〒277-0803 千葉県 柏市 小菅田 1-5-6-B 201 Chiba (JP).

[続葉有]

(54) Title: MAGNETIC RESONANCE IMAGING DEVICE

(54) 発明の名称: 磁気共鳴イメージング装置



(57) Abstract: There is provided an MRI device preferable for realizing a selective excitation method (parallel transmission) using a plurality of RF transmission coils. The MRI device includes an RF transmission coil (104) consisting of a loop coil (210), a primary differentiation coil (220), and a secondary differentiation coil (230) sharing a center line (210) as an RF reception coil or an RF transmission coil. When performing imaging, the coils (210, 220, 230) constituting the RF transmission coil (104) are simultaneously driven by the in-phase RF signal and at the latter half of radiation time, only the differentiation coils (220, 230) are driven with a phase different from the first half by 180 degrees. Alternatively, two measurements are used in a pair as follows. At the first measurement, the coils (210, 220, 230) are simultaneously driven by the in-phase RF signal. At the second measurement, only the differentiation coils (220, 230) are driven with the phase inverse to the first measurement. The measured signals are added, respectively. The result of such imaging or the addition result of the two measurements gives a profile for exciting a local region. Thus, it is possible to selectively excite only a desired region without using an RF pulse for signal suppression.

(57) 要約: 複数の RF 送信コイルを用いた選択励起法 (パラレル送信) を実現するのに好適な MRI 装置が提供される。この MRI 装置は、RF 受信コイル又は RF 送信コイルとして、中心線 201 を共有するループコイル 210、一次微分コイル 220、二次微分コイル 230 からなる RF 送信コイル 104 を備える。

[続葉有]



(74) 代理人: 多田 公子, 外 (TADA, Kimiko et al.); 〒162-0041 東京都 新宿区 早稻田 鶴巻町519 石垣ビル2F Tokyo (JP).

添付公開書類:  
— 国際調査報告書

(81) 指定国 (国内): CN, JP, US.

(84) 指定国 (広域): ヨーロッパ特許 (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IT, LU, MC, NL, PT, RO, SE, SI, SK, TR).

2文字コード及び他の略語については、定期発行される各PCTガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

撮像に際し、RF送信コイル104を構成する各コイル210、220、230を同時に同位相のRF信号で駆動し、照射時間の後半において、微分コイル220、230のみを前半とは180°異なる位相で駆動する。或いは2回の計測をペアとして1回目の計測では各コイル210、220、230を同時に同位相のRF信号で駆動し、2回目の計測では微分コイル220、230のみを1回目とは逆の位相で駆動して、それぞれ計測された信号を加算する。このような撮像の結果或いは2回の計測の加算結果は局所領域を励起するプロファイルを与える。これにより信号抑制のためのRFパルスを用いずに所望の領域のみを選択励起できる。

## 磁気共鳴イメージング装置

## 技術分野

本発明は、被検体中の水素や燐等からの核磁気共鳴（以下、NMRという）信号を測定し、核の密度分布や緩和時間分布等を映像化する磁気共鳴イメージング（MR I）装置に関し、特にパラレル受信及びパラレル送信に好適なRFマルチプルコイル及びそれを用いたMR I装置に関する。

## 従来の技術

MR Iでは、例えば心臓MR I等において、小さな領域を高速高分解能で撮影したいという要求がある。視野外の不要な部分からの信号を抑制する一般的な手法としてプリサチュレーションがある（例えば、特開平7-327956号公報）。しかしプリサチュレーション法では、撮像とは別にRF照射とクラッシャー又はスポイラーパルスが必要なため、そのための印加時間が必要となり撮影時間全体を延長する傾向がある。このような撮影時間の延長は、特に心臓などの動きの速い部分の撮影では問題となる。

また近年、従来の選択傾斜磁場とRFパルスによるスライス選択よりも限定された領域を選択的に励起する手法（2次元選択励起法）も提案されている。その一つは、例えば”A k-Space Analysis of Small-Tip-Angle Excitation” (John Pauly et al) J. Magnetic Resonance 81, 43-56(1989)に記載されるように、k空間をスパイラル状に走査する傾斜磁場を特定形状のRFパルスとともに印加することによって限定された空間を励起するというものである。但し、この方法はRFパルスを印加している間にk空間をスパイラル状に走査するために、高速で傾斜磁場パルスを制御しなければならず、またRFパルス及び傾斜磁場形状を特殊な形で実行する必要がある。

そこで本発明は、プリサチュレーションや傾斜磁場パルスの特別な制御が不要であり、効果的に視野選択できるMR I装置を提供することを目的とする。

## 発明の開示

本発明のMR I 装置は、R F 磁場に対し特定の照射位相の制御を行うことにより、上記目的を達成したものである。即ち、本発明のMR I 装置は、静磁場中に置かれた被検体にR F 磁場を印加する送信手段と、前記R F 磁場の照射位相を制御するR F 照射制御手段と、前記被検体から生じる核磁気共鳴信号を検出する受信手段と、前記送信手段と前記R F 照射制御手段と前記受信手段を制御する制御手段と、前記核磁気共鳴信号を用いて前記被検体の画像を再構成する画像形成手段とを備え、前記R F 照射制御手段は、R F パルス波形の中心より後半部分の位相を前半部分の位相と $180^\circ$  異ならせて印加することを特徴とする。

10    このような照射制御の結果として、R F 送信コイルの中心軸に沿った所定の領域を選択励起することができ、従来のスライス選択傾斜磁場を印加せずにスライス選択をすることができる。或いはスライス選択傾斜磁場と併せて用いることにより、二次元選択励起が可能となる。

15    本発明のMR I 装置において、送信手段は、照射強度分布の異なる複数のコイルからなるマルチプルアレイ送信コイルを備え、前記R F 照射制御手段は、前記複数のコイルのうちの一部のコイルに対してR F パルス波形の中心より後半部分の位相を前半部分の位相と $180^\circ$  異ならせる位相制御を行う。

20    本発明のMR I 装置が採用するマルチプルアレイ送信コイルは、例えば、ループコイルと少なくとも一つの微分コイルとを備え、前記微分コイルは複数のサブグループコイルを備え、前記複数のサブグループコイルは、前記ループコイルと共通の中心軸を有し、前記ループコイルを中心にして互いに面対称となるように配置され、同一の微分コイルを構成する各サブグループコイルは、面対称となる一対の各々に流れる電流が異なる方向となるように接続されている。

25    本発明のMR I 装置が採用するマルチプルアレイ送信コイルは、さらに、前記微分コイルが、1 次微分コイルと2 次微分コイルとを備え、前記1 次微分コイルの各サブグループコイルは、前記ループコイルを間に挟んで配置され、前記2 次微分コイルは、前記ループコイルと前記1 次微分コイルのサブグループコイルを間に挟んで配置されたものとすることができる。

このような微分コイルを有するマルチプルアレイ送信コイルを備えたMR I 装

置において、前記RF照射制御手段は、前記複数のコイルのうちの微分コイルに対してRFパルス波形の中心より後半部分の位相を前半部分の位相と $180^\circ$ 異ならせる位相制御を行う。

上記マルチプルアレイ送信コイルにおいて、ループコイル、一次微分コイル及び二次微分コイルの照射強度分布を合成した照射強度分布は、限定された均一な領域を有しているので、このRFコイルを照射コイルとして用いるとともに前記位相制御を行うことにより、プリサチュレーション等の技術を用いることなく小領域を選択励起することができる。また二次微分コイルを組み込むことにより、励起する領域の選択度を向上することができる。

- 10 本発明のMRI装置において、前記RF照射制御手段は、前記微分コイルに対して、2回の計測において位相が反転する位相制御を行い、前記画像作成手段は、当該2回の計測によってそれぞれ得られる核磁気共鳴信号を加算して1枚の画像を再構成することができる。

- 15 照射位相を反転させた2回の計測結果を加算することにより、励起境界をよりシャープにすることができる。

- なお、1回の撮像において、RFパルス照射の前半と後半とで位相を $180^\circ$ 異ならせる代わりに、2回の計測においてRFパルスの位相を微分コイルのみ $180^\circ$ 異ならせる位相制御を行い、2回の計測によってそれぞれ得られるNMR信号を加算して1枚の画像を再構成してもよい。この場合にも、RFパルス照射の  
20 前半と後半とで位相を $180^\circ$ 異ならせる位相制御を行った場合と同様の効果を得ることができる。

- また本発明のMRI装置において、前記送信手段は、中心軸を共通とする第1のループコイルと少なくとも一つの微分コイルとを備えた第1のマルチプルアレイ送信コイルと、中心軸を共通とする第2のループコイルと少なくとも一つの微分コイルとを備えた第2のマルチプルアレイ送信コイルとを備え、第1及び第2  
25 のマルチプルアレイ送信コイルは、互いの中心軸が直交しているものを備えることができる。

このMRI装置においても、1回のRFパルス照射の前半と後半とで位相を $180^\circ$ 異ならせてRF送信することにより、或いは、このような位相制御の撮像を、

位相を反転させて2回を行い、2回の計測によってそれぞれ得られるNMR信号を加算して1枚の画像を再構成することにより、或いは、2回の計測においてRFパルスの位相を $180^\circ$ 異ならせてRF送信し、2回の計測によってそれぞれ得られるNMR信号を加算して1枚の画像を再構成することにより、選択励起した領域の画像を得ることができる。

このMRI装置によれば、直交する2方向について選択励起を行なうことが可能である。また2つのループコイル群のいずれかを選択することにより、所望の軸方向について選択励起することが可能である。さらに、このRFコイルによれば、磁場に直交する二方向のRF磁場を照射或いは検出することができるのでQD化をはかることができる。

本発明のMRI装置において、前記ループコイルは、複数のループコイルであって面对称に配置されていてよい。これにより励起する領域を広げることができる。

本発明のMRI装置では、RF磁場の位相制御を行うことによって選択励起が可能となるが、さらに傾斜磁場を用いた選択励起を併用することが可能である。即ち、本発明のMRI装置の制御手段は、マルチプルアレイ送信コイルによる励起に際し、スライス方向の選択励起を行う。或いは、マルチプルアレイ送信コイルによる励起に際し、位相エンコード方向または周波数エンコード方向の選択励起を行う。

さらに本発明のMRI装置は、マルチプルアレイ送信コイルを、受信手段のRF受信コイルとしても用いることができる。

上記本発明のMRI装置が採用するマルチプルアレイ送信コイルにおいては、ループコイル及び微分コイル（一次微分コイル、二次微分コイル）は、互いに誘導結合が除去されており、独立して作動する。従って、受診コイルとして用いた場合には、効率よくパラレルMRIを行うことができ、またマルチプルアレイコイル合成も可能である。

即ち、本発明のMRI装置の制御手段は、位相エンコードを間引いた撮影を行い、画像形成手段は前記マルチプルアレイ送信コイルの各コイルで検出した核磁気共鳴信号を用いて画像を再構成するに際し、これらマルチプルアレイ送信コイ

ルを構成する各コイルの受信感度分布（以下、単に感度分布ともいう）を用いて折り返し除去演算を行う（パラレルMR I）。

- 或いは、本発明のMR I 装置の画像形成手段は前記マルチプルアレイ送信コイルの各コイルで検出した核磁気共鳴信号を用いて再構成した画像を合成して1枚の画像を作成する（マルチプルアレイコイル合成：M a c 合成）。

このようにRF送信コイルがRF受信コイルを兼ねる場合には、所定の視野の選択励起（以下、パラレル送信ともいう）と、位相エンコードを間引いて計測時間を短縮するパラレルMR I 或いはM a c 合成とを実現できる。

#### 10 図面の簡単な説明

図1は、本発明が適用されるMR I 装置の全体構成を示す図。

図2は、本発明のMR I 装置用RFコイルの一実施形態を示す図。

図3は、図2のRF送信コイルの使用例を示す図。

図4は、本発明のMR I 装置用RFコイルの他の実施形態を示す図。

- 15 図5は、本発明のMR I 装置におけるRF送信コイルとRF送信部との接続を示す図。

図6は、本発明のパラレル送信に適用されるシーケンスの一実施形態を示す図。

図7は、本発明で用いるRFパルスの一実施形態を示す図。

図8は、図2のRF送信コイルを用いた選択励起の概念を説明する図。

- 20 図9は、本発明のパラレル送信で得られる画像と従来の撮影法で得られる画像を示す図。

図10は、本発明のパラレル送信に適用されるシーケンスの他の実施形態を示す図。

- 25 図11は、本発明のMR I 装置が採用するRF送信コイルの他の実施形態を示す図。

図12は、本発明のMR I 装置が採用するRF送信コイルの他の実施形態を示す図。

図13は、本発明のMR I 装置におけるRF受信部の構成を示す図。

図14は、パラレルMR I で用いるシーケンスの一例を示す図。

図15は、パラレルMRIにおけるデータ収集を説明する図。

図16は、パラレルMRIの概念を説明する図。

図17は、従来のプリサチュレーション法による選択励起を説明する図。

## 5 発明を実施するための最良の形態

以下、本発明のRFコイル及びMRI装置について、図面を参照して詳述する。

図1は本発明が適用される典型的なMRI装置の構成を示す図である。このMRI装置は、被検体101が置かれる空間に静磁場を発生する磁石102と、この空間に傾斜磁場を発生する傾斜磁場コイル103と、高周波磁場を発生するRF送信コイル104と、被検体101が発生するNMR信号を検出するRF受信コイル105と、被検体が横たわるためのベッド112を備えている。

磁石102は、永久磁石、常電導磁石或いは超電導磁石からなり、被検体101が置かれる空間に均一な静磁場を発生する。尚、図では上下方向に静磁場を発生する垂直磁場方式が示されているが、水平磁場であってもよい。傾斜磁場コイル103は、X、Y、Zの3方向の傾斜磁場コイルで構成され、傾斜磁場電源109からの信号に応じてそれぞれ傾斜磁場を発生する。RF送信コイル104は、後述するように、複数のコイルからなりRF送信部110の信号に応じて高周波磁場を発生する。RF受信コイル105の信号は、信号検出部106で検出され、信号処理部107で信号処理され、また計算により画像信号に変換される。画像は表示部108で表示される。

傾斜磁場電源109、RF送信部110、信号検出部106はパルスシーケンスと呼ばれる制御のタイムチャートに従い制御部111で制御される。制御部111は、このような制御のプログラムを組み込んだシーケンサを備えている。また図示していないが、撮影法やその条件などをユーザーが入力するためのキーボードやマウスなどの入力装置を備えている。

尚、図1に示すMRI装置ではRF送信コイル104とRF受信コイル105は別個のコイルで構成しているが、RF送信コイル104はRF受信コイル105を兼ねてもよい。その場合には、RF送信部110と信号検出部106との間に切り替え回路が挿入される。



次に本発明のMR I 装置が採用するRF送信コイル 104 について説明する。本発明のMR I 装置が採用する好適なRF送信コイル 104 は、ループコイルとその両側に面対称に配置される複数の微分コイルとを含むマルチプルコイルから構成される。なお本明細書において「微分コイル」は、後述する一次微分コイル、二次微分コイル及びこれらを含む総称として用いる。

図2は、このような本発明のRFコイルの一実施形態を示す図である。このRFコイル 200 は、垂直磁場用の3チャンネルRFコイルで、図2 (a) に示すように、静磁場方向を座標系のz方向とすると、それと直交する方向、例えばx方向を共通の中心軸 201 として軸方向に配置されたループコイル 210 と2組の微分コイル 220、230 からなる。これらループコイル 210 及び微分コイル 220、230 は、それぞれプロトンの共鳴周波数で並列共振するように設計されている。共鳴周波数は、例えば静磁場強度 0.3T の場合、12.8MHz である。プロトンが生成する回転磁場はxy面内であり、このRFコイル 200 は、このうち主にx方向の成分を検出する。

ループコイル 210 は、zy平面に平行な面 202 上に置かれた1ターンのソレノイドコイルであり、その感度（受信感度分布或いは照射強度分布）215 は、図2 (b) に示すように面 202 を最大としてx軸方向左右に減衰する。微分コイル 220 は、ループコイル 210 に対し面対称に配置された2つのサブコイル（ソレノイドコイル）221、222 を組み合わせたもので、互いに逆向きに電流が流れるように接続されている。この結果、微分コイル 220 の感度 225 は、図2 (b) に示すように、2つのソレノイドコイル 221、222 の位置（面）203、204 で絶対値が最大で極性が逆であり、ループコイル 210 が位置する面 202 ではゼロとなる。従って、ループコイル 210 と微分コイル 220 は互いに誘導結合せず独立に作動する。即ち高周波的に独立でありデカップルされている。このような微分コイル 220 の感度 225 は、ループコイル 210 の感度 215 の微分状の形状となっており、一般に一次微分コイルと呼ばれる。

微分コイル 230 は、面 202 に面対称に配置された4つのサブコイル（ソレノイドコイル）231、232、233、234 からなり、各ソレノイドコイルに流れる電流の向きが交互に異なるように接続されている。この微分コイル 230 の感度 235 は、図

2 (b) に示すように、4つのソレノイドコイルの位置で絶対値が最大で交互に極性が逆となる。またループコイル 210 及び一次微分コイル 220 が位置する面 202、203、204 には感度はない。従って、ループコイル 210 と微分コイル 230、および一次微分コイル 220 と微分コイル 230 は互いに誘導せず独立に作動する。この微分コイル 230 の感度 235 は、一次微分コイル 220 の感度 225 の微分状の形状とな  
5 っており、ここでは二次微分コイルと呼ぶこととする。

このように3つの部分コイルは、互いの感度分布が異なり且つ互いに本質的に誘導結合が除去されているので、安定したパラレルMRIを実現することができる。また照射コイルとして用いた場合にはパラレル送信が可能である。

10 なお、図では各微分コイル 220、230 を構成するソレノイドコイルはそれぞれ直列接続されているが、一次微分コイル 220 ではソレノイドコイル 221、222 に流れる電流の向きが逆であれば、また二次微分コイル 230 ではソレノイドコイル 231、232、233、234 に流れる電流の向きが交互に逆であれば、それぞれ並列接続であ  
15 っても良い。被検体など周囲の影響を受けにくく安定である点では並列のほうが望ましい。また3つの部分コイルは互いに誘導結合が除去されているが、さらに安定化を図るために、公知の結合除去手法を併用しても良い。例えば、低インピーダンス法や、誘導デカップラ法が好適である。

このような構成のRFコイルは、例えば図3に示すように下肢や上肢の撮影に適している。またループコイルのサイズを大きくすることによって、胸部や腹部  
20 の撮影にも適用することができる。

次に本発明のMRI装置が採用するRFコイルの別の実施形態として、互いに配列方向の異なる2つのRFコイルを組み合わせた4コイル構成のRFコイルを説明する。このRFコイル 400 は、図4 (a) に示すように、静磁場方向をz軸方向とすると、主としてx軸方向のRF磁場を照射或いは検出するRFコイル  
25 (ループコイル群) 410 と、主としてy軸方向のRF磁場を照射或いは検出するRFコイル (ループコイル群) 420 とを組み合わせたものである。

RFコイル 410 は、同図 (b) に示すように、軸 413 を中心軸とする一つのループコイル 411 とその両側に面対称に配置された微分コイル 412 (412a、412b) から構成される。このRFコイル 410 は、図2に示すRFコイル 200 の二次微分コ

イルを省いたものと同じ構成をしており、両側の微分コイル 412a、412b は互いに電流が逆向きとなるように接続されている。図では 2 つの微分コイル 412a、412b は直列接続されているが、電流が逆向きとなるのであれば並列接続でもよい。

RF コイル 420 は、同図 (c) に示すように、中心軸 425 を共通とする 1 組のループコイル 421 (421a、421b) と微分コイル 422 (422a、412b) (計 4 つのループコイル) で構成され、それぞれ中心軸 425 と直交する面 427 に対し面对称に配置されている。4 つのループコイルのうち内側に位置する 2 つのループコイル 421a、421b は同方向に電流が流れるように接続されループコイル 421 を構成している。このループコイル 421 は RF コイル 410 の中央に位置するループコイル 411 に相当するものであるが、一対のコイルで構成している点が特徴である。外側に位置する 2 つのループコイル 422a、422b は、互いに逆向きに電流が流れるように接続され、微分コイル 422 を構成している。図では、ループコイル 421a、421b は並列接続されているが、電流が同じ向きとなるのであれば直列接続でもよい。また微分コイル 422 を構成するループコイル 422a、422b は直列接続されているが、電流が逆向きとなるのであれば並列接続でもよい。

ループコイル 421 は、図 4 (d) に示すように、平坦で広い照射強度分布 423 を有し、微分コイル 422 は、面 428 でゼロ、その両側で極性が異なる狭い感度分布となる感度分布 424 を有している。これらループコイル 421 及び微分コイル 422 は、生成磁場と感度分布の積の体積積分をとると 0 となることから互いに独立で、干渉しない。

本実施例の RF コイルにおいても、各 RF コイル 410、420 を構成する部分コイルは、互いの感度分布が異なり且つ互いに本質的に誘導結合が除去されているので、安定したパラレル MRI を実現することができる。また照射コイルとして用いた場合にはパラレル送信が可能である。この RF コイルについても、必要に応じて、さらに安定化を図るために、低インピーダンス法や、誘導デカップラ法等の公知の結合除去手法を併用しても良い。

図 4 に示す RF コイル 400 は、図 4 (a) に示したように頭部用コイルとして好適であるが、頭部コイルのほか四肢コイル、体幹コイルとしても使用できる。

以上、図 2 ～図 4 に示す実施形態を参照して本発明の MRI 装置に好適な RF

コイルを説明したが、本発明のRFコイルは、これら実施形態に限定されることなく、種々の変更を加えることができる。例えば、図2のRFコイルを構成する個別のソレノイドコイルは複数ターンでもよい。

次に本発明のMRI装置の一実施形態として、選択励起機能を備えたMRI装置について説明する。このMRI装置は、RF送信コイル104として、照射強度分布の異なる複数のRFコイルを組み合わせたものを用い、これら複数のRFコイルを同時に駆動することにより、特定の励起プロファイルを与える。マルチプルコイルは、複数の部分コイルからなり、互いの照射強度分布が異なり且つ磁氣的結合のないものであれば採用でき、例えば図2、図4に示したような構造のマルチプルコイルが好適である。

図2に示すマルチプルコイルを用いたRF送信部110の構成を図5に示す。図では、一例としてRF受信コイルと兼ねたRF送信コイル104を用いたRF送信部110の接続を示す。但し、RF送信コイル104としてのみ用いることも可能である。図示するように、RF送信部110には、各RFコイル210、220、230をそれぞれ駆動するためのRF磁場電源を備えており、各RFコイル210、220、230は、公知の分岐回路1101を介してRF磁場電源にそれぞれ接続されている。分岐回路1101はRF磁場電源からの高出力信号をRFコイルに送り、RFコイルからの低出力の信号を信号検出部106のRFプリアンプに送る。RF磁場電源は、制御部111のパルスシーケンサからの指令に動作し、RF信号をRF送信コイル104に送信し、各RFコイルを同時に同位相で駆動する。RFプリアンプ（信号検出部）106で増幅された各RFコイルからの受信信号は、AD変換された後、信号処理部107で公知の平行MR I信号合成、もしくはマルチプルアレイコイル合成される。

次にこのようなRF送信コイル104を備えたMRI装置による選択励起撮影法の第1の実施形態を説明する。図6は、一般的なグラディエントエコー法を基本として平行送信MR Iを適用したシーケンスである。

本実施形態の選択励起撮影法では、励起パルス601を上記3つのRF送信コイル104を用いて同時に送信（平行送信）する。その際、微分コイルについては、一つのRFパルス送信中に位相を切り替える。具体的には、図7に示したよ

うに、RFパルス 601 の照射時間の前半（中心より前半の部分：実線部）は、RF送信コイル 104 を構成する各RFコイル 210、220、230 が同位相の 0-0 でRF送信するようにし、後半（中心より後半の部分：点線部）は微分コイル 220、230 のみ前半の位相とは  $180^\circ$  異なる位相とし、ループコイル 210 の位相は前半と同様にしてRF送信するようにする。それ以外の傾斜磁場の印加（スライス選択傾斜磁場 602、スライスエンコード傾斜磁場 6031、位相エンコード傾斜磁場 6032 及び周波数エンコード傾斜磁場 604）については、一般的なグラディエントエコーシーケンスと同様であり、スライスエンコード傾斜磁場 6031 及び位相エンコード傾斜磁場 6032 の強度を変えながら、RFパルスからエコー時間 TE 経過した後、エコー信号 605 を計測するステップを繰り返し時間 TR で所定回数繰り返し、画像を再構成するのに必要な数のエコー信号 605 を収集する。

このようなRFパルスの位相制御により、所望の領域が選択される原理を図 8 を参照して説明する。

RFパルス 601 を、3つのRF送信コイル 104 から同時にRF送信した場合、それぞれによって励起されたスピンから発生する信号の加算されたものがRF受信コイル 105 で受信される。RFパルス 601 によるフリップ角を  $\alpha$  とすると、上述のようなRFパルスの照射で、RF送信コイル 104 の中心部では前半で  $\alpha/2$  だけスピンの倒れ、後半で更に  $\alpha/2$  だけスピンの倒れ、全体として  $\alpha$  の角度スピンの倒れ所望の励起が行なわれる。これに対し、微分コイルの照射を受ける、RF送信コイル 104 の軸方向の周辺部分では、前半で  $\alpha/2$  だけスピンの倒れ、後半で  $-\alpha/2$  だけスピンの倒れ、最終的にスピンは倒れず励起されないことになる。図 8 を参照すると、3つのRF送信コイルについてRFパルスを同位相で印加した場合の励起分布は、図 8 (a) のようになり、また微分コイルのみを  $180^\circ$  異ならせて印加した場合の励起分布は図 8 (b) のようになる。本実施形態のように微分コイルに印加するRFパルスの位相のみを照射時間の前半と後半とで異ならせた場合には、前半が終了したRFパルスの中心の時点で図 8 (a) のような状態を経てRFパルスの全てが印加された時点で最終的に図 8 (c) に太線で示す励起分布となり、あたかもRF送信コイル 104 の中心軸の中央部分のみが局所的に励起されたようなプロファイル（分布形状）となる。即ち、このように位相制御する

ことにより得られたエコー605は、位相エンコード方向 $G_p$ 又は周波数エンコード方向 $G_r$ (RF送信コイル104の中心軸の方向)に選択された領域からの信号となる。図6に示すシーケンスでは、RF送信の際にスライス傾斜磁場602を印加しスライス方向 $G_s$ に選択されているので、 $G_p$ - $G_s$ 面又は $G_r$ - $G_s$ 面の2次元選択励起が実現される。

従って、このようなRFパルスを用いた1回の計測で、選択励起した領域からのエコー信号を得ることができる。尚、図6には三次元計測の場合を示したが、スライスエンコード数を1とすることにより、二次元撮影にも同様に適用される。

信号処理部107(図1)は、上述したようなRF位相制御によって得られたエコー信号605についてフーリエ変換等の画像再構成演算を行い、画像データに変換し、画像を表示部108に表示させる。RF送信コイルがRF受信コイルを兼ねる場合には、パラレルMRIを適用し、複数のRFコイル210、220、230から信号を処理することにより、少ない位相エンコード数で折り返しアーチファクトのない画像を得ることができる。これによりパラレル送信とパラレルMRIの両者のメリットを得ることができる。

このような選択励起撮像によって撮像した結果を図9に模式的に示す。図9(a)は上記RFコイル104を用いて広い視野901で撮像した場合、(b)は狭い視野904で撮像した場合、(c)及び(d)は従来の撮像法で撮像した場合を示している。従来の撮像法では、広い視野901で撮像した場合、同図(c)に示すように、楕円状の被検体902の一部に血管903の血流に起因する流れアーチファクトが位相エンコード方向(図中、縦方向)に発生し画質が劣化している。また狭い視野904で撮像した場合には、この流れアーチファクトに加えて、視野外の信号による折り返しアーチファクト905が発生している。このようなアーチファクトの発生を抑制するためには、従来は図17に示すように予め不要な部分1700にRFパルスを照射し、広視野1701の場合(a)にも狭視野1702の場合(b)にも不要部分からの信号を抑制していた。これに対し本発明の選択励起では、局所的な励起プロファイルとなるRF送信コイル104を用いているので、x方向中央の領域906のみが励起されx方向両端の信号が抑制され、血流アーチファクトが消え画質が向上している。また視野を小さくした場合にも、折り返しアーチファクトを

生じることがない。

このように本実施形態によれば、シーケンスは既存のものと全く同様にして、RFパルスの位相をその照射波形の前半と後半とで異ならせる制御を行うのみで、容易に局所選択励起できる。これにより小さな領域を高速高分解能でアーチファクトを抑制して撮影、表示することができる。

次に本発明のMRI装置の第2の実施形態を説明する。本実施形態は、第1の実施形態における撮像を、微分コイルのみの照射位相を反転させて2回繰り返すものであり、これにより領域選択された励起プロファイルのエッジ（境界）をよりシャープにすることができる。

10 即ち、同一エンコードで行う2回の計測のそれぞれにおいて、RFパルス 601の送信中に、その照射時間の後半において、微分コイル 220、230 に印加するRFパルスの位相のみを照射時間の前半の位相と  $180^\circ$  異ならせて印加する。さらに第2回目の計測においては微分コイル 220、230 に印加するRFパルスの位相のみを第1回目の計測時の位相と  $180^\circ$  異ならせて印加する。そして第1回目と第2  
15 回目に得られるエコー信号を加算し、この位相エンコードのデータとする。

より具体的な一例としては、第1回目の計測時におけるRFパルスに関しては、その照射時間の前半においてはループコイル 210 と微分コイル 220、230 の位相を共に  $0^\circ$  としてそれぞれのコイルに印加し、照射時間の後半においてはループコイル 210 の位相を同じ  $0^\circ$  とするが微分コイル 220、230 の位相を  $180^\circ$  （つまり  
20 前半と  $180^\circ$  異なる）としてそれぞれのコイルに印加する。次に、第2回目の計測時におけるRFパルスに関しては、その照射時間の前半においてはループコイル 210 の位相を  $0^\circ$  とするが微分コイル 220、230 の位相を  $180^\circ$  （つまり第1回目の計測時の前半位相と  $180^\circ$  異なる）としてそれぞれのコイルに印加し、その照射時間の後半においてはループコイル 210 の位相を同じ  $0^\circ$  とし微分コイル 220、  
25 230 も同じ  $0^\circ$  （つまり第1回目の計測時の後半位相と  $180^\circ$  異なり且つ第2回目の計測時の前半位相と  $180^\circ$  異なる）としてそれぞれのコイルに印加する。

信号処理部 107（図1）は、上述したような2回の計測によってそれぞれ得られたエコー信号 605 を加算し、加算後のエコーについてフーリエ変換等の画像再構成演算を行い、画像データに変換し、画像を表示部 108 に表示させる。

以上のようにRFパルスの位相を制御することによって、第1の実施形態による選択励起の効果と以下に説明する2回計測による選択励起の効果が同時に現れるので、領域選択された励起プロファイルにおいて、励起された領域と励起されない領域の境界（つまり過渡領域）をより狭めてプロファイルの立ち上がりとし  
5 立ち下がりより急峻（シャープ）にすることができる。

次に本発明のMRI装置の第3の実施形態を説明する。本実施形態においても、パルスシーケンスとしては例えば図6のパルスシーケンスを採用することができる。この選択励起撮影法では、同一エンコードについて位相制御の異なる2回の計測を行い、2回の計測の結果を加算して1枚の画像を再構成する。即ち、1回  
10 目の計測では励起パルス601を上記3つのコイル210、220、230からなるRF送信コイル104を用いて同時に同位相で送信（パラレル送信）する。第1及び第2の実施形態と異なり、1回の照射時間の間に位相を切り替えることは行わない。2回目では微分コイル220、230のみ1回目と位相を $180^\circ$ 異ならせて送信する。それ以外の傾斜磁場の印加（スライス選択傾斜磁場602、スライスエンコード傾  
15 斜磁場6031、位相エンコード傾斜磁場6032及び周波数エンコード傾斜磁場604）については、一般的なグラディエントエコーシーケンスと同様である。

この場合にも、1回目の計測における励起プロファイルは、図8（a）に太線で示したようになり、2回目の計測における励起プロファイルは、図8（b）に太線で示したようになる。これら一組の計測によって得られた信号を加算したものは、  
20 図8（c）に太線で示したようなプロファイルとなる。

このように本実施形態においても、前述の実施形態と同様に、既存のシーケンスを変更することなくRFパルスの位相制御を行うだけで、小さな領域を高速高分解能でアーチファクトを抑制して撮影、表示することができる。

なお、上述した第3の実施形態では、2回の計測後にそれぞれの信号を加算して1位相エンコードデータを生成する場合を説明したが、同じRFパルス位相で  
25 k空間の全位相エンコードデータを計測した後（1回目の撮像）、微分コイルのみRFパルス位相を $180^\circ$ 異ならせてk空間の全位相エンコードデータを計測し（2回目の撮像）、これら2回の全位相エンコードデータの計測後に、それらデータを位相エンコード毎に加算する、或いはそれぞれの全位相エンコードデータを



画像化した後に加算することも可能である。

さらに第4の実施形態として、図2のRF送信コイルを備えたMRI装置による別の励起撮影法を説明する。この実施形態では、撮影断面を決めるスライス選択傾斜磁場を用いずに、RF送信コイルの中心軸方向（図2のx方向）をスライス方向として選択励起する。このような実施形態のシーケンスを図10に示す。  
5 尚、図中、図6のパルスシーケンスと同じ要素については同じ符号で示している。

図10のシーケンスは、RFパルス601と同時に印加されるスライス選択傾斜磁場がないことを除き、図6のシーケンスと同じである。その代わり、本実施形態では、図2に示すRF送信コイル104の中心軸（x軸）をスライス方向として  
10 撮影を行なう。この場合にも、（1）RFパルス601の位相を微分コイルについてのみ照射時間の前半と後半とで $180^\circ$ 異ならせて照射する、（2）RFパルス601の位相を微分コイルについてのみ照射時間の前半と後半とで $180^\circ$ 異ならせて照射する撮像を2回行い、2回の計測において微分コイルの位相が反転するようにする、（3）1回目の計測ではRFパルス601の位相をすべてのコイルについて同  
15 位相とし、2回目の計測では、RFパルス601の位相を微分コイルについてのみ $180^\circ$ 異ならせて、これら2回の計測でそれぞれ得られたエコー信号を加算する、のいずれかの位相制御を行う。

このような位相制御による撮像の結果或いは2回の計測の加算の結果、得られる信号のプロファイルはx軸方向に選択されたプロファイルとなる。このように  
20 選択励起された領域（スライスに相当）の厚さ、位置は、RF送信コイルのサイズ及び位置で決定される。

本実施形態の撮像方法は、RFパルスと同時にスライス傾斜磁場を印加しない手法であるので、特に静磁場不均一が比較的大きなMRI装置に好適である。通常の撮影では、スライス位置は[静磁場強度 $B_0$ ＋スライス傾斜磁場強度Gs]で決定  
25 される磁気共鳴周波数によって決まるため、静磁場強度 $B_0$ が空間的に歪むとスライス面も歪むことになるが、本実施形態では、スライス位置は静磁場強度に実質的に影響されないため、このような歪みが実質的に発生しないからである。またスライス傾斜磁場も印加されないため過電流による磁場の影響も受けない。

以上、本発明のMRI装置の他の実施形態として、図2に示すRFコイルをR

F 送信コイルとして採用したMR I 装置と、それによる選択撮像法の実施形態を説明したが、RF 送信コイルとしては図 2 に示すものに限定されない。

次に本発明のMR I 装置が採用するRF 送信コイルの他の実施形態を説明する。

図 1 1 は、RF 送信コイルの他の実施形態を示す図で、図 4 に示すRF コイル 400 の一方のRF 部分コイル 420 (図 4 (c)) と同じ構成を有している。すなわち、このRF 送信コイル 1500 は、中心軸 1531 を共通とする 2 組のRF 部分コイル 1510、1520 (4 つのループコイル 1511、1512、1521、1522) で構成され、中心軸 1531 と直交する面 1532 に対し面对称に配置されている。RF 部分コイル 1510 は、図 1 1 (b) に示すように、平坦で広い照射強度分布 1515 を有し、RF 部分コイル 1520 は、面 1532 でゼロ、その両側で極性が異なる狭い感度分布となる感度分布 1525 を有している。これらRF 部分コイル 1510、1520 は、生成磁場と感度分布の積の体積積分をとると 0 となることから互いに独立で、干渉しない。このようなRF 送信コイル 1500 を用い、本発明の選択励起を行った結果は、図 2 のRF 送信コイルによる選択励起の説明 (図 8) からの類推によりわかるように、このコイルの中心部分を局所的に励起する照射強度分布となる。このRF 送信コイル 1500 は、二次微分コイルを備えていないため、選択する領域の端部 (エッジ) のシャープさは図 2 のRF 送信コイルより劣るが、中央に一对のループコイル 1511、1512 を間隔を持って配置した構成となっているので、図 2 のRF 送信コイルよりも中心軸方向に広い領域を選択励起するのに適している。また 2 つのループコイル 1511、1512 の間に撮影領域を挟むように装着することができるので、装着しやすいという利点も有している。

図 1 1 のRF 送信コイル 1500 は、必要に応じて、二次微分コイルをさらに組み込んでもよいし、別のRF 送信コイルと組み合わせてパラレル送信を実現することもできる。

例えば、図 1 2 に示すように、ループコイル 1611 とその微分コイル 1612 とを組み合わせたRF コイル 1610 (図 1 2 (b)) と組み合わせて、図 4 に示したRF コイルと同じRF コイル 1600 を構成することができる。このRF 送信コイル 1600 は、直交する 2 方向にパラレル撮影が可能であり、x、y いずれの方向にも選択的にパラレル送信を行なうことも可能である。即ち、使用するコイルを選択

することにより局所励起の方向を変更できる。さらにRFコイル1610とRFコイル1500のRF照射の位相を $90^\circ$ ずらすことにより、公知のQD照射も可能である。但し、その場合、RF照射の空間選択度は低下するので、選択度を保つためには、x方向に選択照射するときはRFコイル1610のみを使い、y方向に選択照射するときは、RFコイル1500のみを使うようにすることが好ましい。さらに本実施形態のRF送信コイル1600を受信コイルと兼用する場合には、非パラレル撮影としてマルチプルアレイ合成やQD合成が可能となる。

以上、図11及び図12を参照して、本発明のMRI装置で適用されるパラレル送信用のRF送信コイルの実施形態を説明したが、その他、RFコイル数やループコイルのターン数など、種々の変更を加えることができる。例えば、図2のRF送信コイルに三次微分コイルを追加してもよく、コイル数を拡張することにより励起する領域の選択度（照射強度分布のエッジの鋭さ）を向上することができる。また図12に示す実施形態で用いた、ループコイル及び微分コイルからなる2コイル構成のRF送信コイル1610の代わりに、図2に示す3コイル構成のRF送信コイルを組み合わせて用いることも可能である。

これら変更例を含む図11、図12のRF送信コイルについても、前述の第1～第4の実施形態による選択励起法のパルスシーケンスを実行することにより、所望の一軸或いは二軸に沿った所望の局所領域を選択励起することができる。選択励起法によるパルスシーケンスの設定や励起する領域（軸）の指定などは、制御部111に備えられた入力装置を介してユーザーが任意に設定することが可能である。

次に、本発明のMRI装置においてRF送信コイルがRF受信コイルを兼ねる場合のパラレル撮影方法について説明する。

図13に、マルチプルコイルを採用したMRI装置の信号検出部106及び信号処理部107の一例を示す。図示した例では、最大8個のRF受信コイル501が、それぞれプリアンプ502に接続され、一つのマルチプルコイル105が構成されている。また信号検出部106は、8個のAD変換／直交検波回路503が並列して構成されており、各プリアンプ502からの出力信号が供給される。信号処理部107は、信号検出部106の各AD変換／直交検波回路503からの信号をフーリエ変換、

バックプロジェクション、ウェーブレット変換などを行う変換器 504 と、それぞれの RF 受信コイル 501 で検出した信号による画像を演算し、演算した画像の信号を合成する合成演算器 505 を備えている。表示部 108 (図 1) には合成された画像が表示される。

- 5      パラレル MR I で採用するパルスシーケンスは特に限定されないが、例えばグラディエントエコーシーケンスを採用する。

図 1 4 は、一般的なグラディエントエコーシーケンスを示す図である。図中、RF、Gs、Gp、Gr 及び Sig. はそれぞれ高周波パルス、スライス選択傾斜磁場パルス、位相エンコード傾斜磁場パルス、読み出し傾斜磁場パルスの印加タイミング及び  
10      エコー信号の取得タイミングを示し、TE はエコー時間、TR は繰り返し時間である。

まずスライス選択傾斜磁場 602 と同時に高周波パルス 601 を印加して被検体の所望のスライスを励起する。次いで位相エンコード傾斜磁場 603 を印加し、読み出し傾斜磁場 604 を印加して、エコー信号 605 を計測する。位相エンコード傾斜磁場 603 の強度を変えながら、高周波パルス 601 印加からエコー信号 605 までの  
15      ステップを繰り返し時間 TR で繰り返し、画像再構成に必要な位相エンコード数のエコー信号を取得する。

位相エンコードの数は、通常、1 枚の画像あたり 64、128、256、512 等の値が選ばれ、各エコー信号は、通常、128、256、512、1024 個のサンプリングデータからなる時系列信号として得られる。しかし、マルチプル RF コイルを用いたパ  
20      ラレル MR I の場合、位相エンコードステップ間隔を一定の割合で間引いて行い、撮影の繰り返し回数を減らす。

図 1 5 に、パラレル MR I で計測したエコー信号を、通常の撮影の場合と比較して示す。図 1 5 (a) は、ステップ間隔を間引くことなく撮影した場合を示し、各位相エンコード量で取得した信号 7021~7027 を k 空間に配置し、画像 1 枚分の  
25      データ 701 とする。図 1 5 (a) で示したデータ 701 をフーリエ変換し作成した画像は、図 1 5 (c) に示すように折り返しのない画像 702 となる。一方、図 1 5 (b) は、位相エンコードステップ間隔を 2 倍にし、データを間引いた撮影の場合を示す図で、この場合には、1 ラインおきにデータ 7041~7042 を取得し、7051~7054 に相当するデータは計測しない。このとき、計測したデータ 703 の量は半分

になるので、マトリクスを半分にして画像を作成すると、図15 (d) に示すように、折り返し705の発生した画像704となる。

パラレルMRIでは、マルチプルRFコイルを構成する各RF部分コイルの受信感度分布を予め計測する等により参照データとして求めておき、位相エンコードを間引いて計測した折り返しが生じるデータを行列演算により展開し、折り返しを除去する。具体的な手法は、例えば、「信号処理法、“Sensitivity Encoding for Fast MRI”, Klass P. Pruessmann et al., Magnetic Resonance in Medicine 42:952-962(1999)」に記載されている。

以下、折り返し除去演算例を簡単に説明する。なお、パラレルMRIでは、原理的には用いたコイル（マルチプルコイルを構成する部分コイル）の数Nの分だけ撮影時間を短縮できるが（1/N）、ここでは簡単のため2コイルの場合を説明する。

まず図16に示すように撮影視野をコイルに割り当てて、それぞれ、FOV-m1、FOV-m2とし、m1、m2をコイル番号とすると、各コイル（エレメント）からの信号を用いて計算される画像は以下の式（1）及び（2）で表わされる。

$$S_{ij1} = A_{ij11} \cdot m_{ij1} + A_{ij12} \cdot m_{ij2} \quad (1)$$

$$S_{ij2} = A_{ij21} \cdot m_{ij1} + A_{ij22} \cdot m_{ij2} \quad (2)$$

但し、（1）において、 $S_{ij1}$  はエレメント m1 から計算される画像、 $A_{ij11}$  は FOV-m1 内のエレメント m1 の感度分布、 $A_{ij12}$  は FOV-m2 内のエレメント m1 の感度分布、 $m_{ij1}$  は FOV-m1 内の磁化分布、 $m_{ij2}$  は FOV-m2 内の磁化分布である。（2）において、 $S_{ij2}$  はエレメント m2 から計算される画像、 $A_{ij21}$  は FOV-m1 内のエレメント m2 の感度分布、 $A_{ij22}$  は FOV-m2 内のエレメント m2 の感度分布、 $m_{ij1}$  は FOV-m1 内の磁化分布、 $m_{ij2}$  は FOV-m2 内の磁化分布である。また S、M、Aは、FOV-m1、FOV-m2 のマトリクスサイズに等しい行列である。また下付文字 i、j は空間座標を表わす。

次に撮影視野 FOV 毎の相対コイル感度分布 C1、C2 を次式（3）、（4）で定義する。

$$C_{ij1} = A_{ij21} / A_{ij11} \quad (3)$$

$$C_{ij2} = A_{ij12} / A_{ij22} \quad (4)$$

これら式(1)～(4)から、視野毎のRFコイルの感度分布で重みつけされた磁化分布は、次式(5)、(6)で表わすことができる。これら式(5)、(6)を併置することで、折り返しのない全体画像が得られる。

$$m_{ij1} \cdot A_{ij11} = (S_{ij1} - S_{ij2} \cdot C_{ij2}) / (1 - C_{ij1} \cdot C_{ij2}) \quad (5)$$

$$5 \quad m_{ij2} \cdot A_{ij22} = (S_{ij2} - S_{ij1} \cdot C_{ij1}) / (1 - C_{ij1} \cdot C_{ij2}) \quad (6)$$

以上、簡単のため2コイルで2倍速の場合を説明したが、この考え方は3コイル、4コイルにも拡張することができ、RFコイル数を増加するとともに位相エンコードを1/3、1/4に間引くことにより、3倍速、4倍速の高速撮影が可能となる。図2に示すRFコイルを用いた場合には、3コイル構成であるので、最大で  
10 パラレル3倍速が可能である。なお、図2に示すRFコイルを用いて撮像する場合、3チャンネルで検出すればよいので、図13に示したマルチプルコイル 105  
の出力は、3系統のみ用い、他の出力はオフしておけばよい。

このように本実施形態のMRI装置によれば、複数のRF部分コイルが位相エンコード方向での感度分布が互いに大きく異なり、互いに独立動作するものである  
15 のので、折り返し除去演算を安定に行うことができ、パラレルMRIの安定動作させることができる。これにより垂直磁場MRI装置において、高速で高い精度の撮影を行うことができる。

以上述べたように本発明のMRI装置においては、感度分布の異なるコイルから構成されるマルチプルアレイコイルを採用することによって、パラレルMRI、  
20 パラレル送信を共に行うことが可能であるが、パラレルMRIを行わない撮影にも適用することができ、例えば非パラレル撮影のときに、Mac (マルチプルアレイコイル) 合成することができる。また図2に示すRFコイルをRF受信コイルとして使用する場合には、公知の信号合成法(例えば、SMASH法)にも適用可能である。SMASH法では、通常コイル間の信号を合成して一次微分、二次微  
25 分コイルの感度分布形状を求めてから信号処理するが、このコイルでは、各RFコイルの感度分布が初めから一次微分、二次微分の形状をしているので演算量が極めて少なく特に高速リアルタイム撮像に適する。

さらに図4のRFコイルは、非パラレル撮影のときに、QD合成ができ、高感度であるという特徴も兼ね備えている。中央に配置される2つのコイル(411と

421) は通常の QD コイルとほぼ同形状なので、広い視野を均一感度で取得できる。すなわち中央に配置されるループコイル 411 と 421 とで、高画質、高均一化を実現し、微分コイル 412 と 422 とで安定した折り返し除去演算を行うことができる。

5      このように本発明によれば、マルチプルコイルを構成する RF 部分コイル毎にその目的を明確にして種々の使い方をすることができる。

10      本発明によれば選択励起を可能にする RF 位相制御手段を備えた MR I 装置が提供される。この MR I 装置によれば、小領域の撮影を短時間で行なうことができ、アーチファクトや画質劣化の無い安定な画像を得ることができる。また本発明によれば、パラレル MR I、パラレル送信に好適な RF コイル及びそれを備えた MR I 装置が提供される。

## 請求の範囲

1. 静磁場中に置かれた被検体にRF磁場を印加する送信手段と、前記RF磁場の照射位相を制御するRF照射制御手段と、前記被検体から生じる核磁気共鳴  
5 信号を検出する受信手段と、前記送信手段と前記RF照射制御手段と前記受信手段を制御する制御手段と、前記核磁気共鳴信号を用いて前記被検体の画像を再構成する画像形成手段とを備えた磁気共鳴イメージング装置において、

前記RF照射制御手段は、RFパルス波形の中心より後半部分の位相を前半部分の位相と $180^\circ$ 異ならせて印加することを特徴とする磁気共鳴イメージング  
10 装置。

2. 請求項1に記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記送信手段は、感度分布の異なる複数のコイルからなるマルチプルアレイ送信コイルを備え、前記RF照射制御手段は、前記複数のコイルのうちの一部のコイルに対してRFパルス波形の中心より後半部分の位相を前半部分の位相と $180^\circ$ 異ならせる位相制御を行うことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。  
15

3. 請求項2記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記マルチプルアレイ送信コイルは、

ループコイルと少なくとも一つの微分コイルとを備え、

前記微分コイルは複数のサブループコイルを備え、

20 前記複数のサブループコイルは、前記ループコイルと共通の中心軸を有し、前記ループコイルを中心にして互いに面対称となるように配置され、

同一の微分コイルを構成する各サブループコイルは、面対称となる一対の各々に流れる電流が異なる方向となるように接続されていることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

25 4. 請求項3記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記微分コイルは、1次微分コイルと2次微分コイルとを備え、

前記1次微分コイルの各サブループコイルは、前記ループコイルを間に挟んで配置され、

前記2次微分コイルの各サブループコイルは、前記ループコイルと前記1次微



分コイルのサブループコイルを間に挟んで配置されたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

5. 請求項2に記載の磁気共鳴イメージング装置であって、  
前記送信手段は送信コイルとして、

- 5 中心軸を共通とする第1のループコイルと少なくとも一つの微分コイルとを備えた第1のマルチプルアレイ送信コイルと、中心軸を共通とする第2のループコイルと少なくとも一つの微分コイルとを備えた第2のマルチプルアレイ送信コイルとを備え、

第1及び第2のマルチプルアレイ送信コイルは、互いの中心軸が直交していることを特徴とする記載の磁気共鳴イメージング装置。

6. 請求項3又は5に記載の磁気共鳴イメージング装置であって、  
前記ループコイルは、複数のループコイルであって面対称に配置されたことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

7. 請求項3又は5に記載の磁気共鳴イメージング装置であって、  
15 前記RF照射制御手段は、前記複数のコイルのうちの微分コイルに対してRFパルス波形の中心より後半部分の位相を前半部分の位相と $180^\circ$ 異ならせる位相制御を行うことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

8. 請求項7記載の磁気共鳴イメージング装置であって、  
前記RF照射制御手段は、前記微分コイルに対して、2回の計測において位相  
20 が反転する位相制御を行い、前記画像作成手段は、当該2回の計測によってそれぞれ得られる核磁気共鳴信号を加算して1枚の画像を再構成することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

9. 請求項1又は8に記載の磁気共鳴イメージング装置であって、  
前記制御手段は、前記RF磁場印加による励起に際し、スライス方向の選択励  
25 起を行うことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

10. 請求項1又は8に記載の磁気共鳴イメージング装置であって、  
前記制御手段は、前記RF磁場印加による励起に際し、位相エンコード方向または周波数エンコード方向の選択励起を行うことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

1 1. 請求項 3 又は 5 に記載の磁気共鳴イメージング装置であって、  
前記マルチプルアレイ送信コイルを、前記受信手段の RF 受信コイルとしても用いることを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

1 2. 請求項 1 1 記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

5 前記制御手段は、位相エンコードを間引いた撮影を行い、前記画像形成手段は前記マルチプルアレイ送信コイルの各コイルで検出した核磁気共鳴信号を用いて画像を再構成するに際し、これらマルチプルアレイ送信コイルを構成する各コイルの感度分布を用いて折り返し除去演算を行うことを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

10 1 3. 請求項 1 1 記載の磁気共鳴イメージング装置であって、

前記画像形成手段は前記マルチプルアレイ送信コイルの各コイルで検出した核磁気共鳴信号を用いて再構成した画像を合成して 1 枚の画像を作成することを特徴とする磁気共鳴イメージング装置。

1/13

図 1

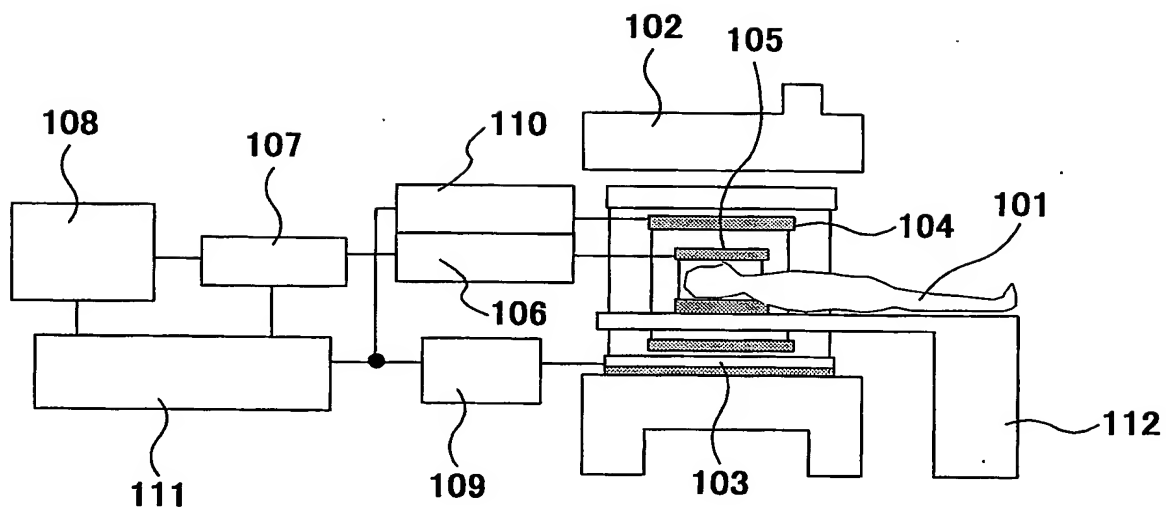
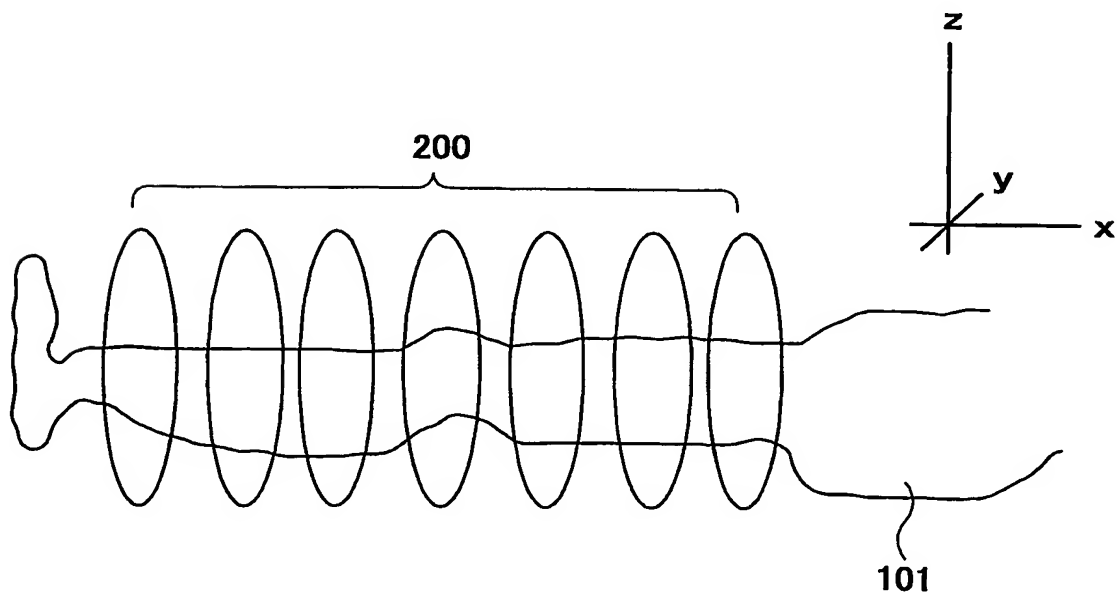


図 3



2/13

図2(a)

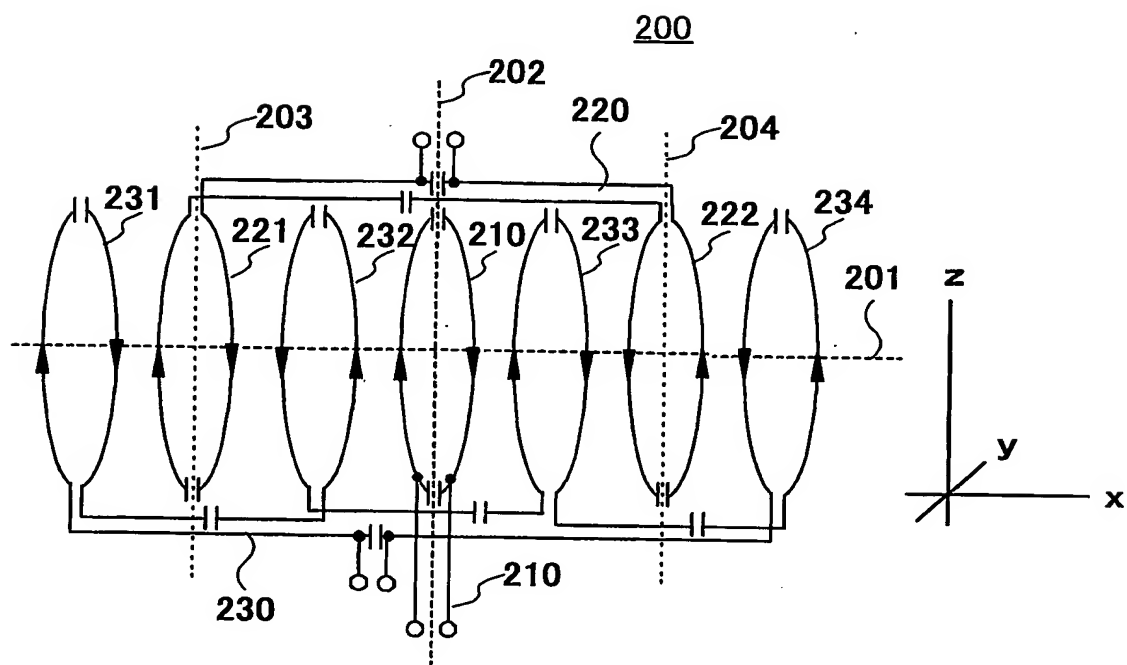


図2(b)

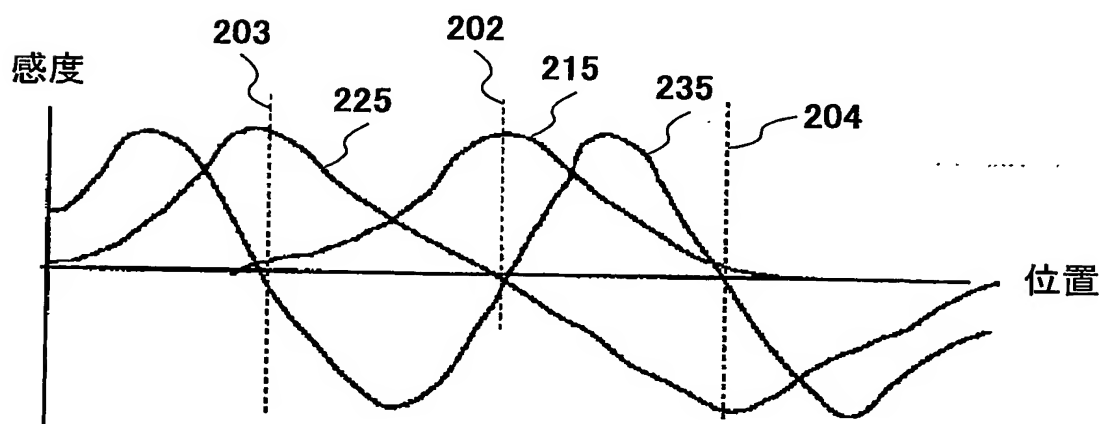


図4(a)

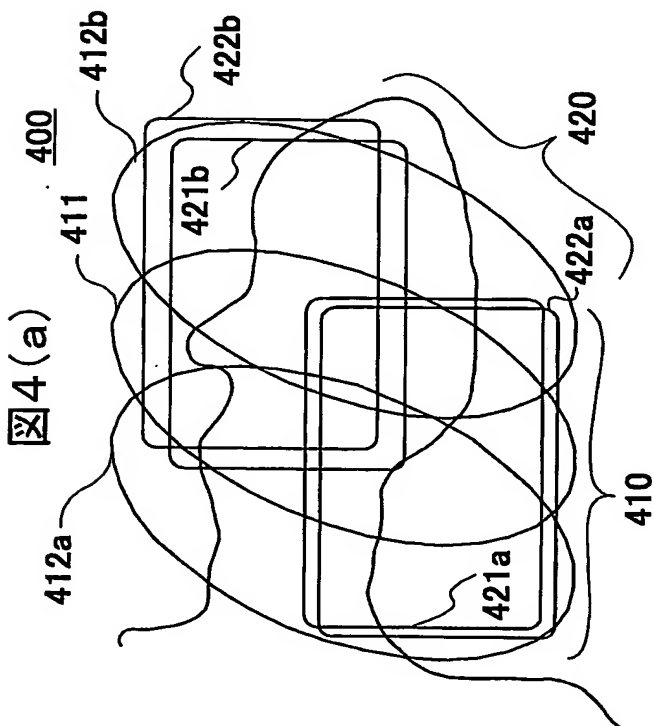


図4(b)

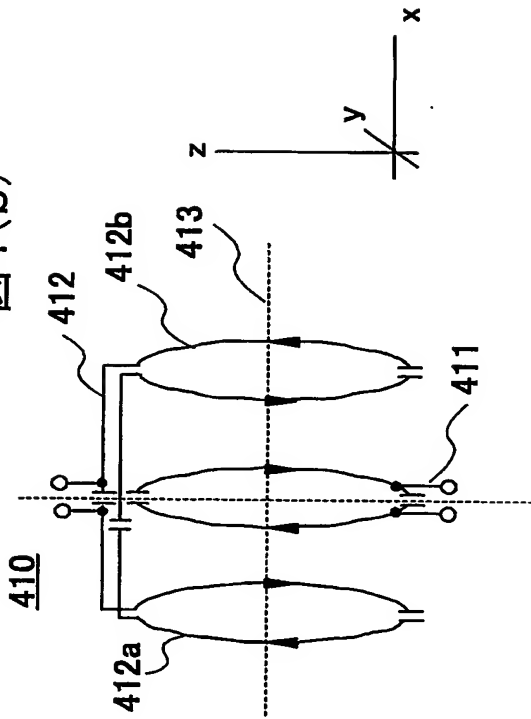


図4(c)

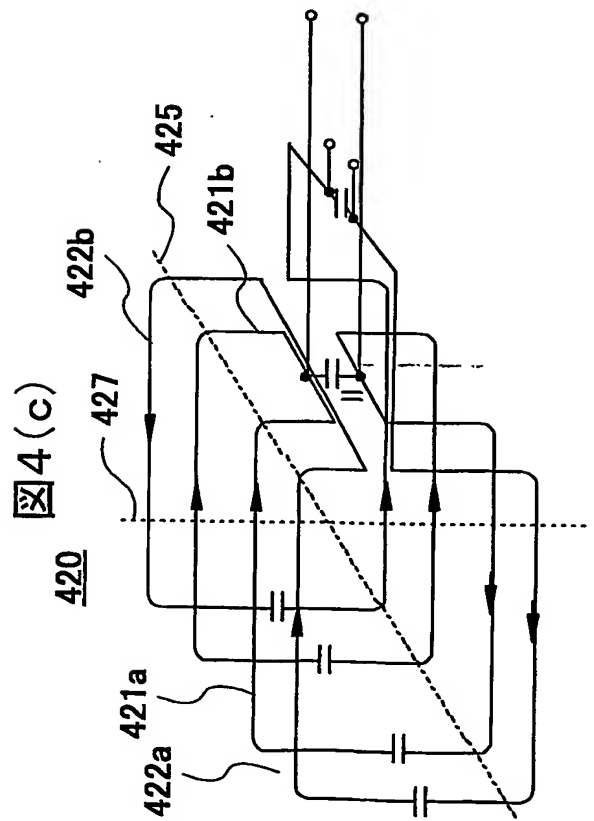
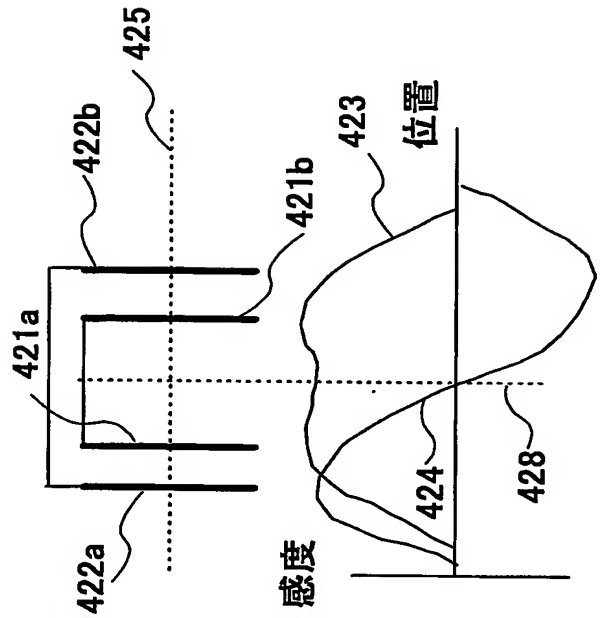


図4(d)



4/13

図5

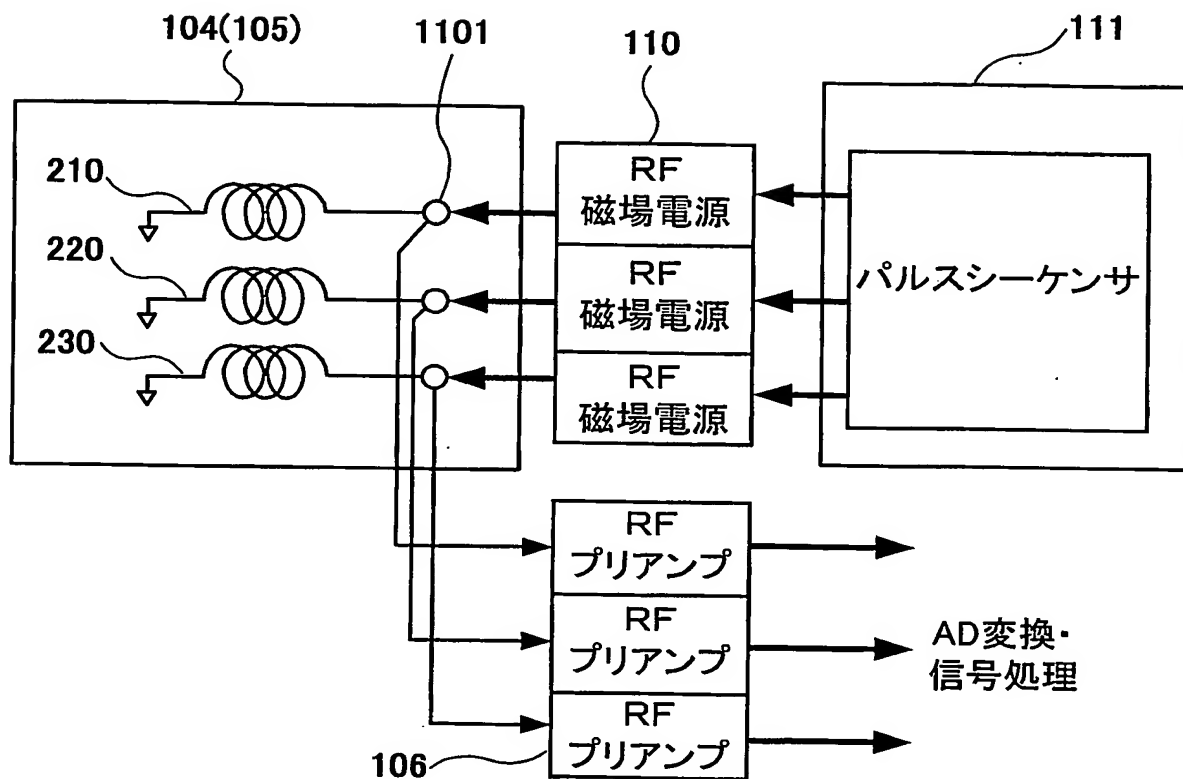
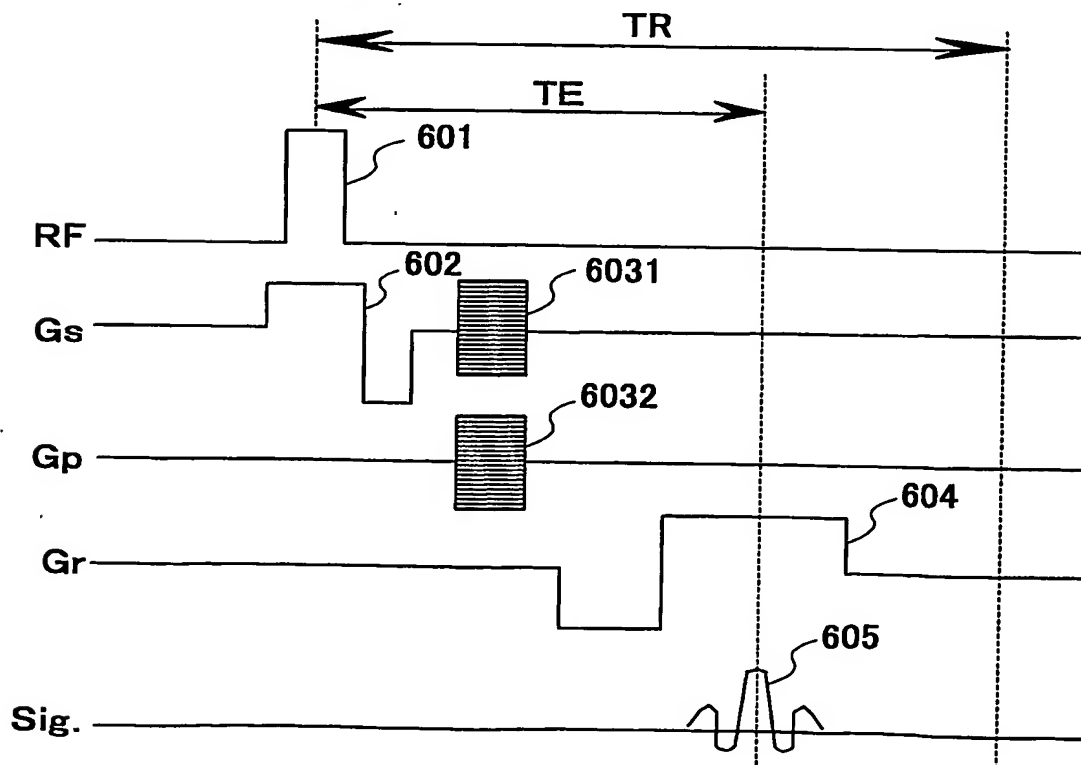


図6



5/13

図 7

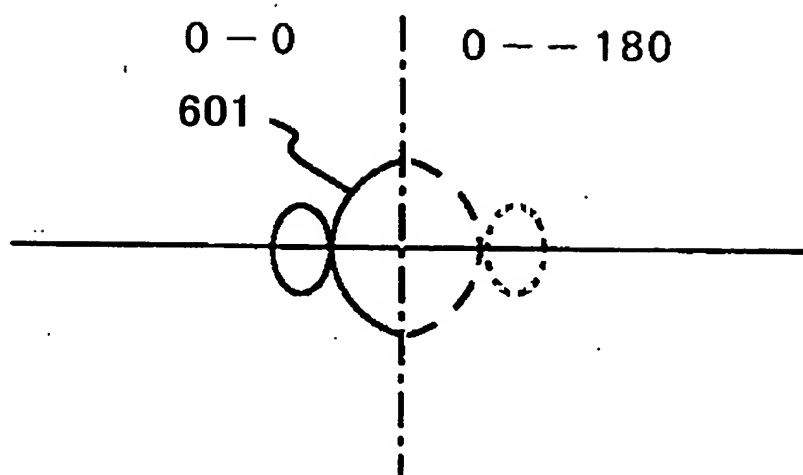
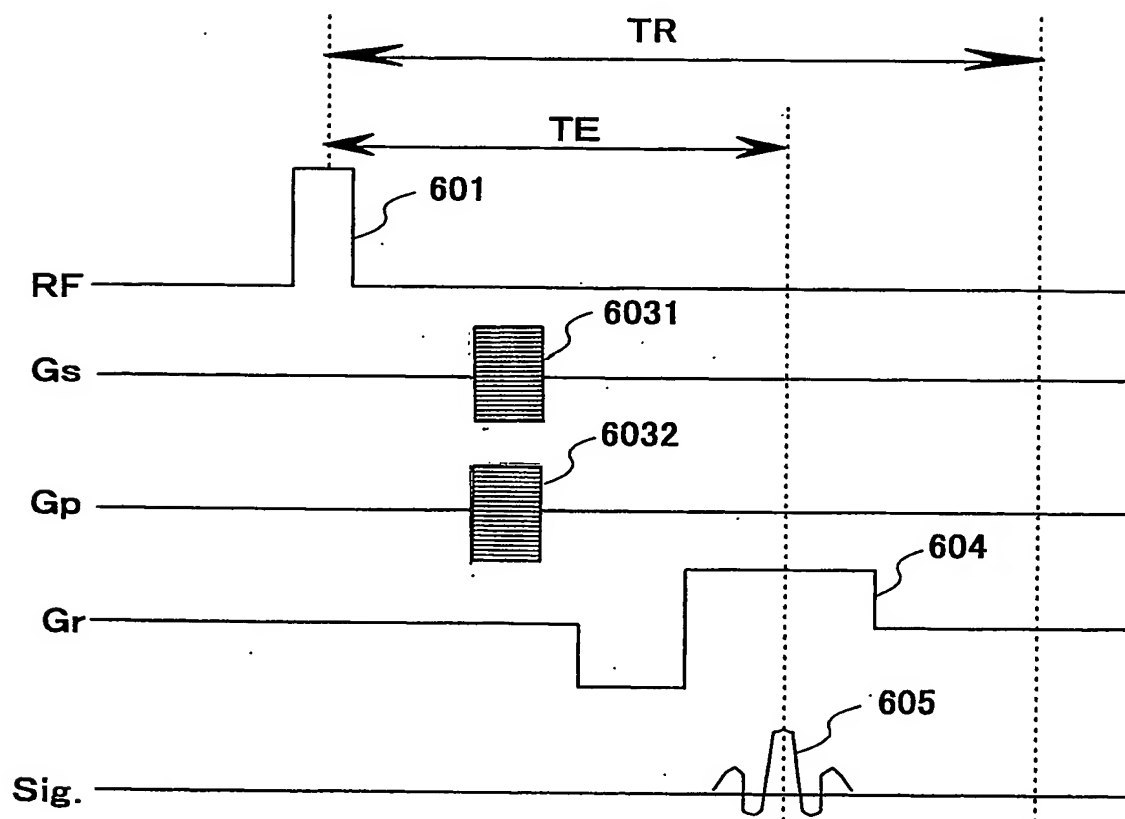


図 10



6/13

図8(a)

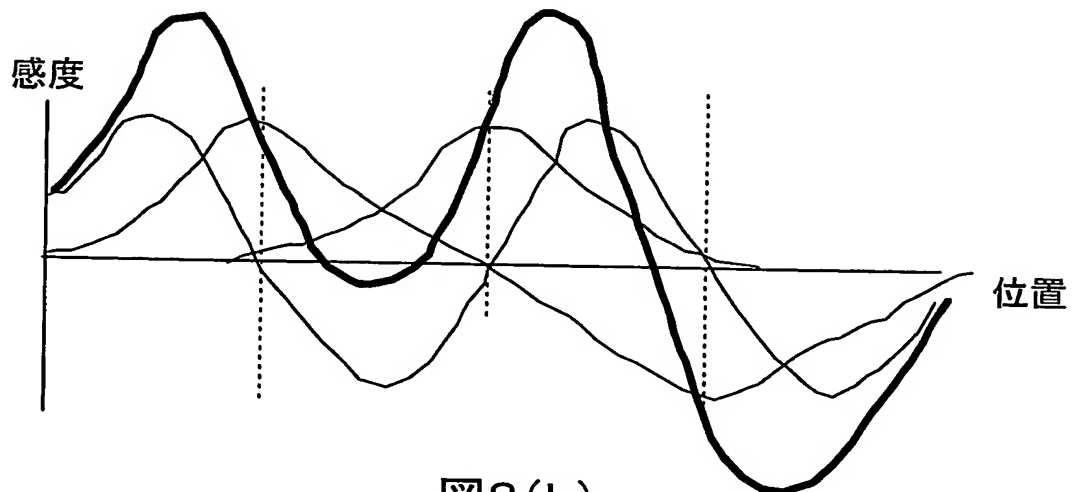


図8(b)

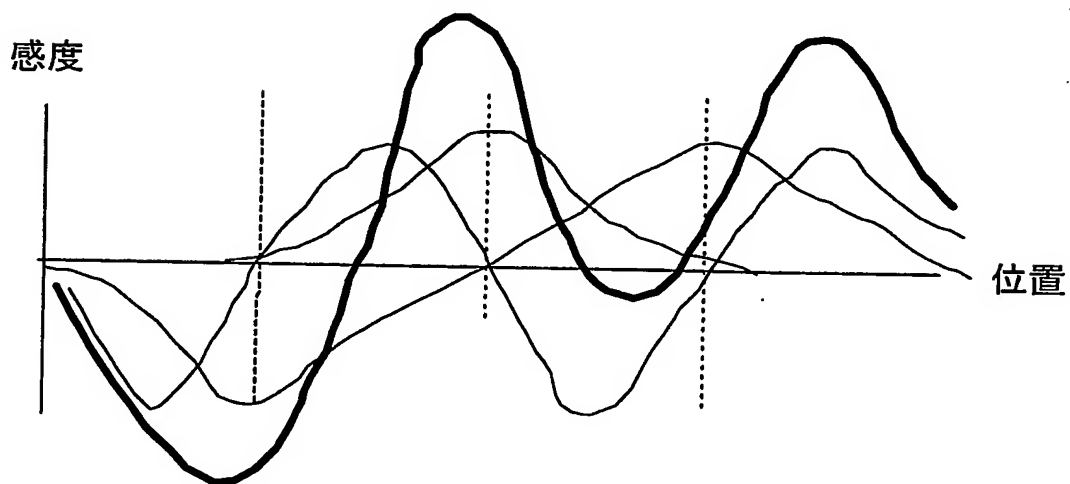


図8(c)

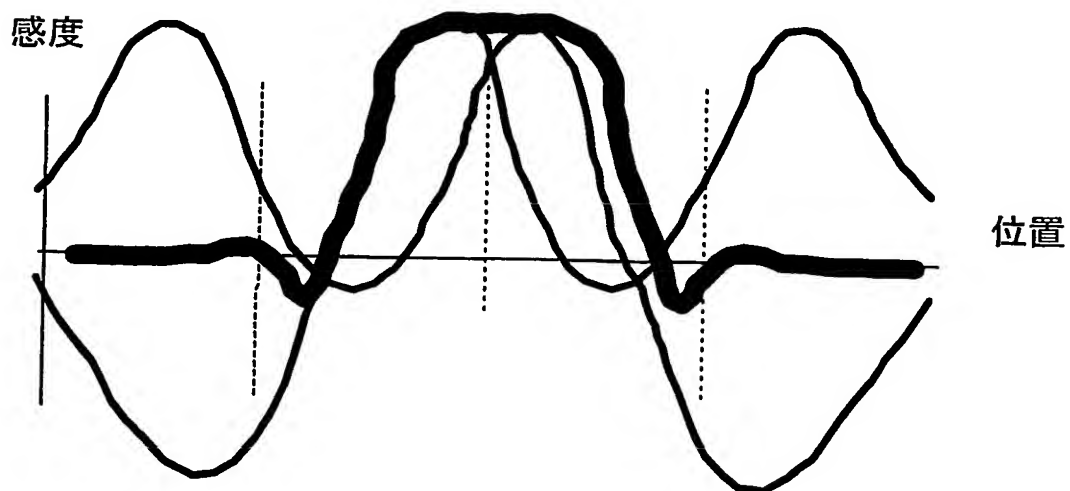




図9(a)

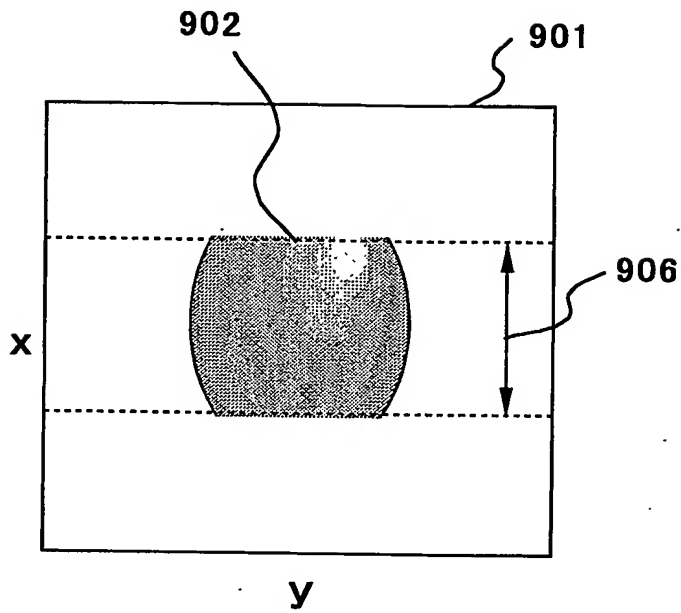


図9(b)

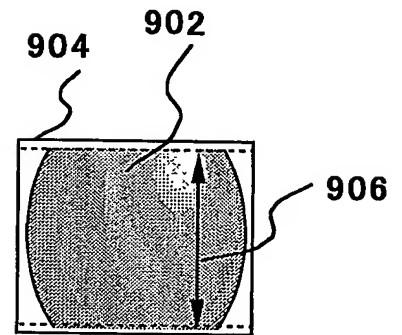


図9(c)

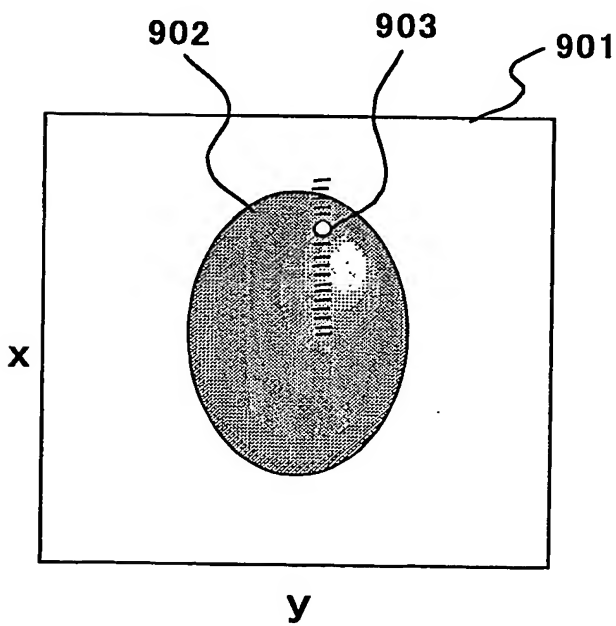


図9(d)

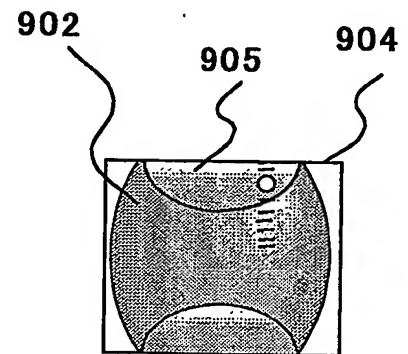


図11(a)

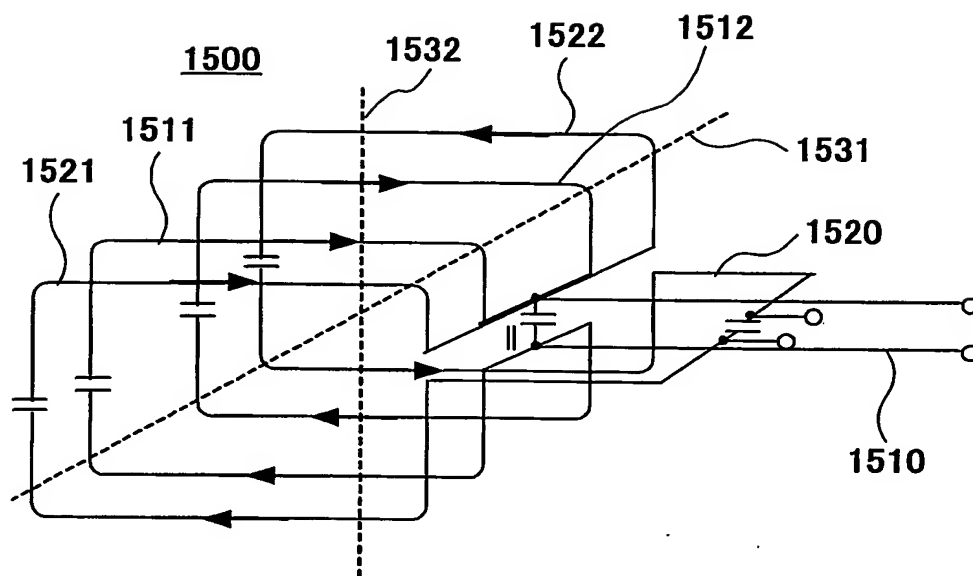
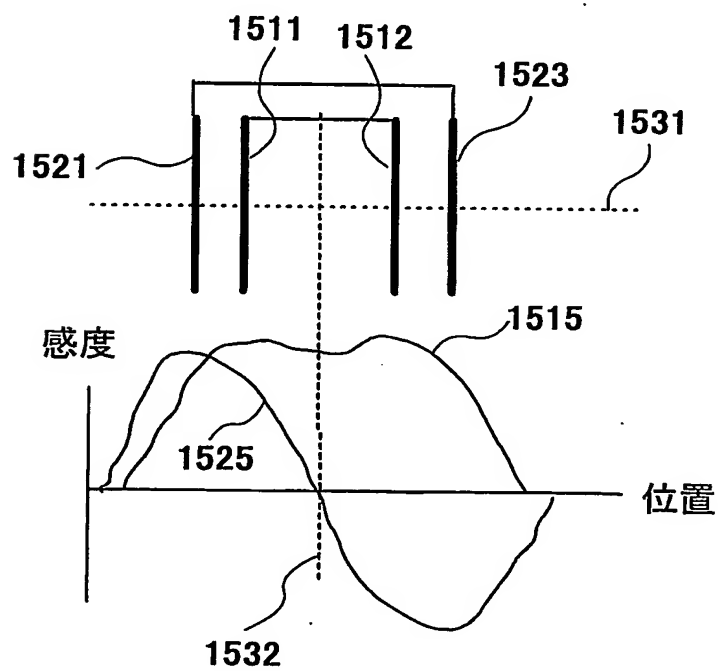


図11(b)



9/13

図12(a)

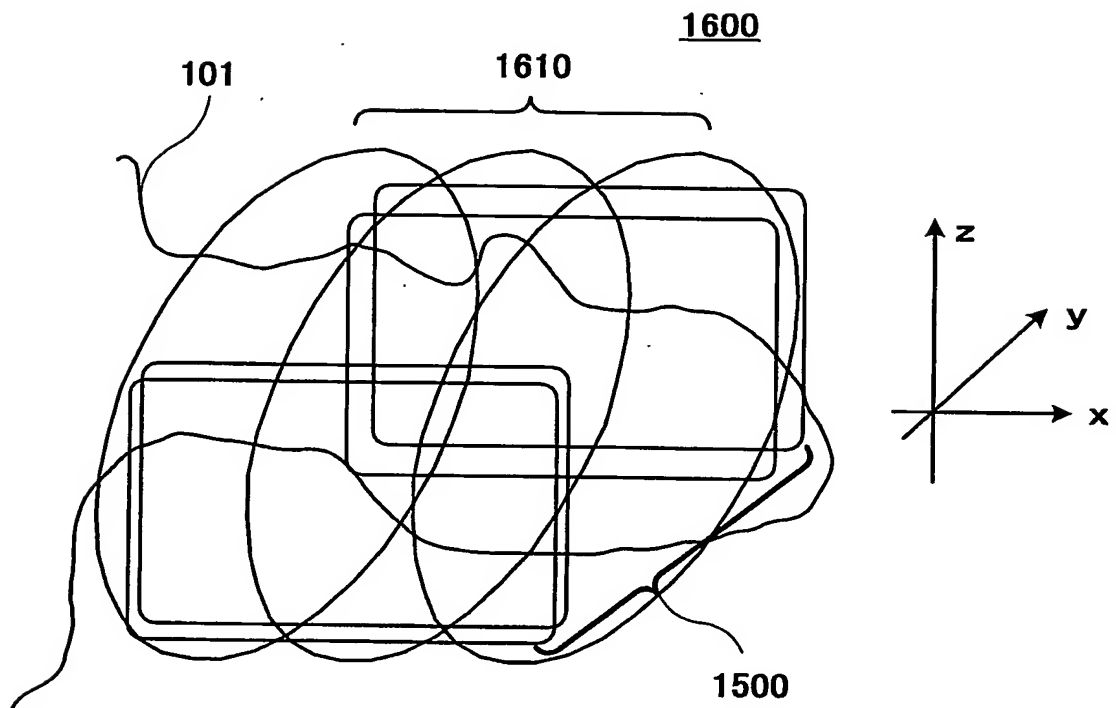
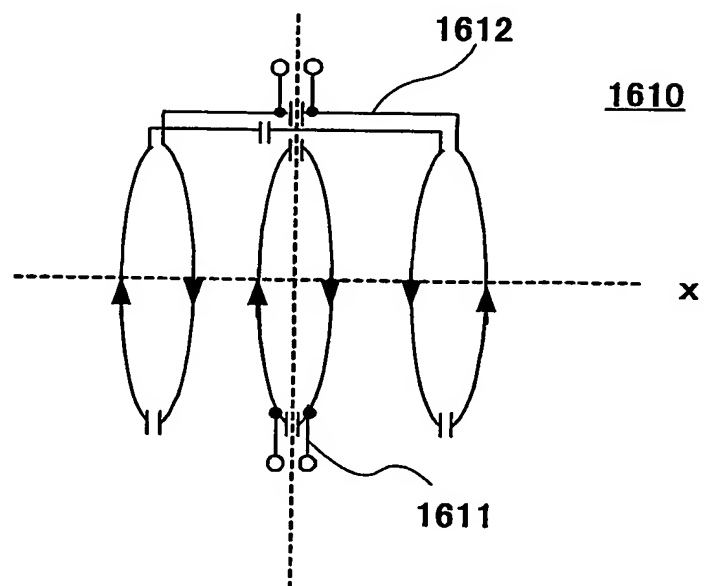


図12(b)



10/13

図13

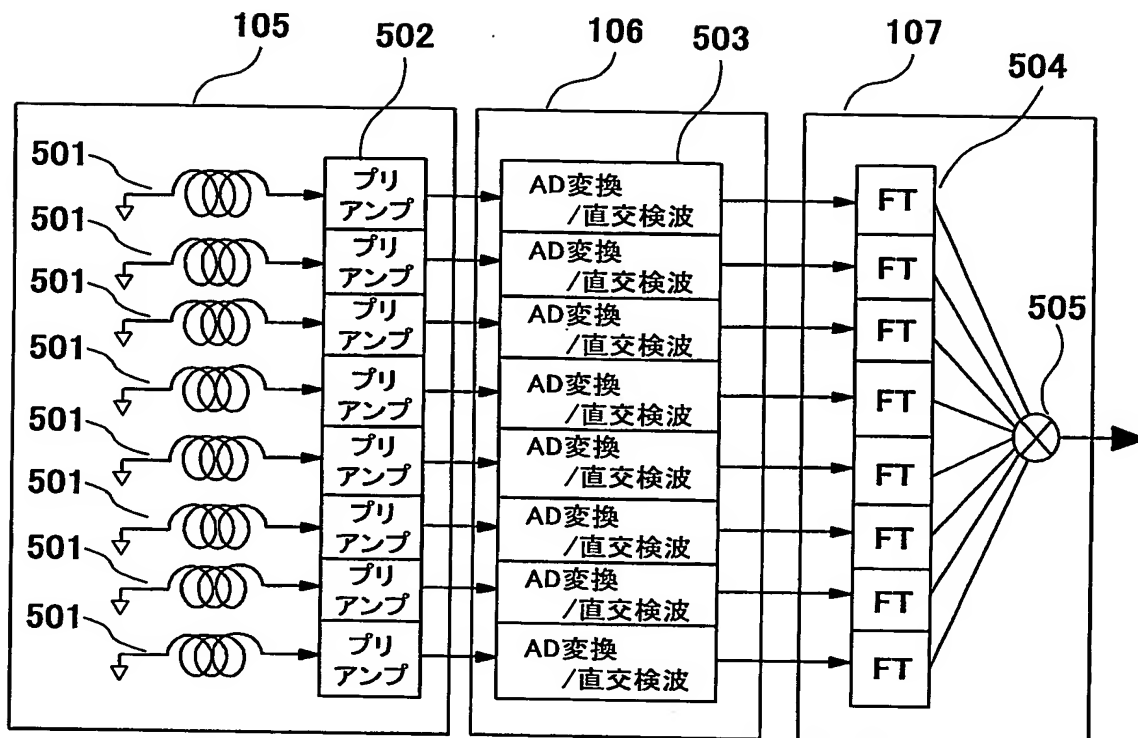


図14

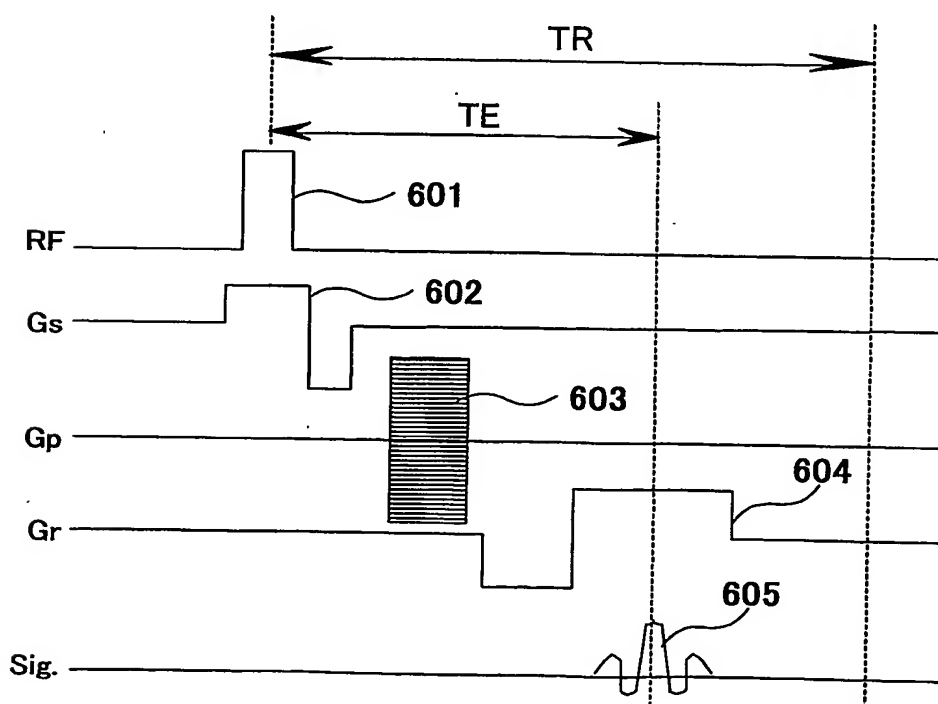


図15(a)

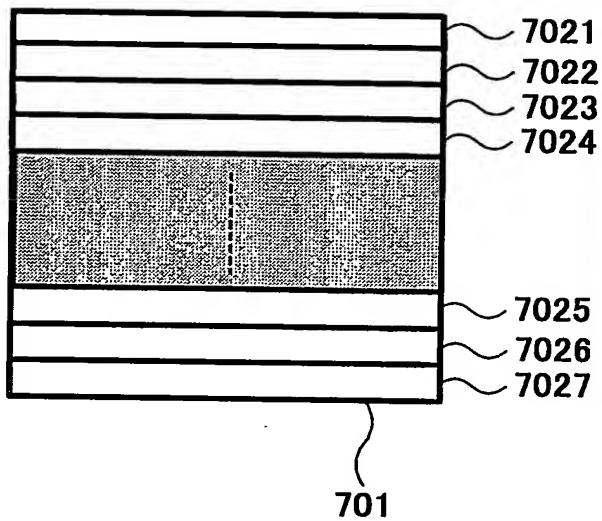


図15(b)

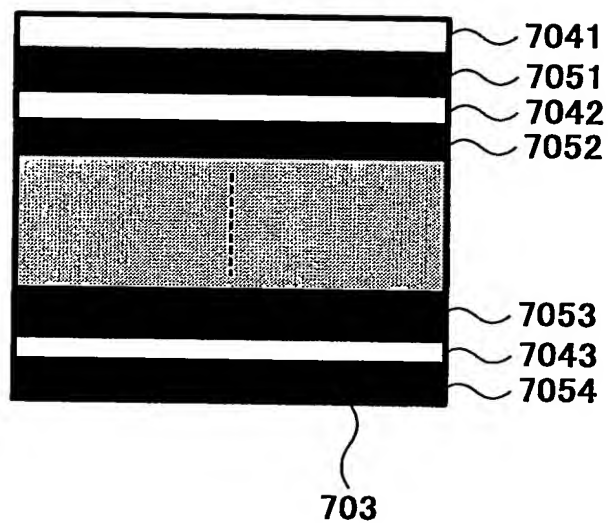


図15(c)

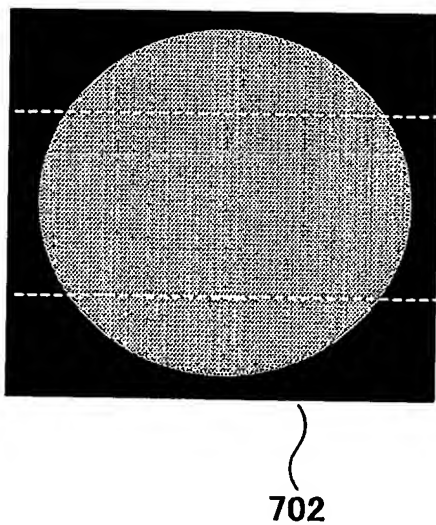
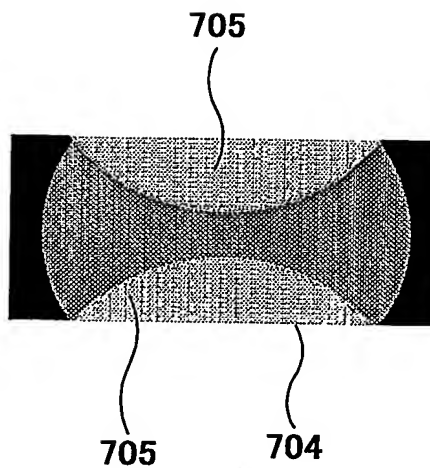


図15(d)



12/13

図16

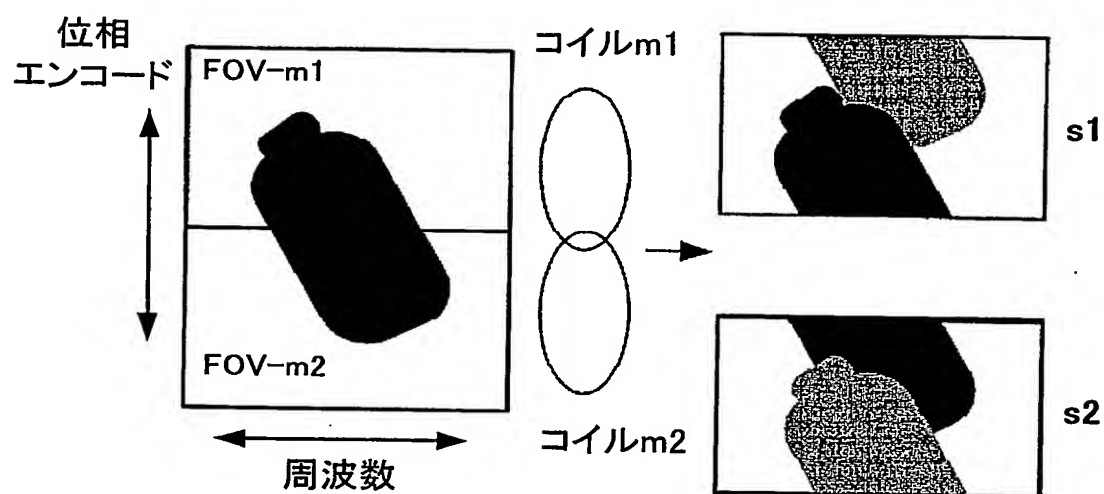


図 17(a)

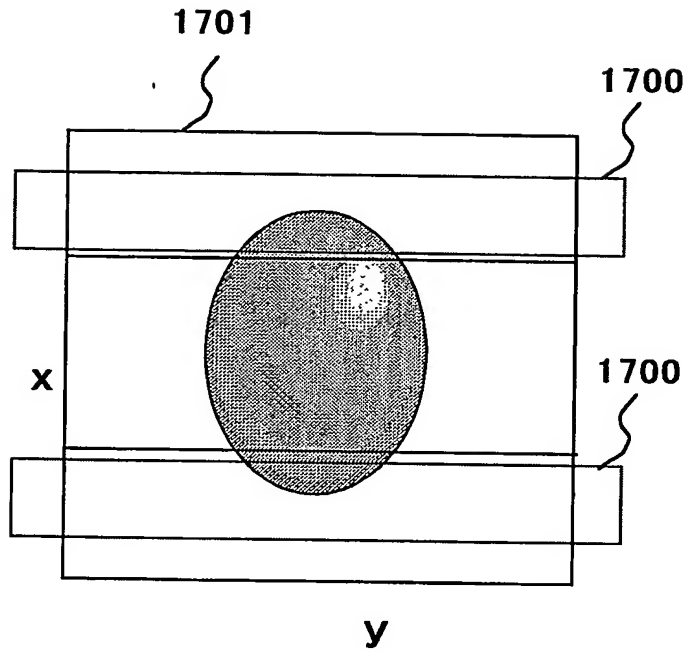
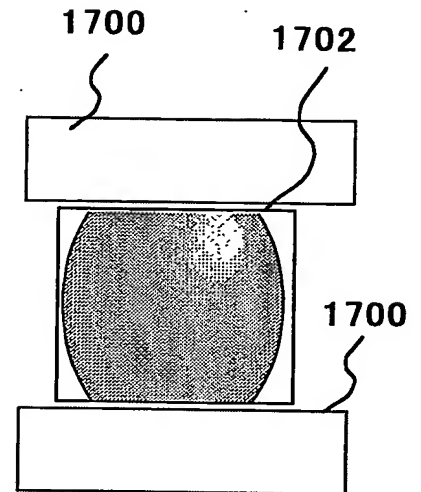


図 17(b)



## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.  
PCT/JP03/16560A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER  
Int.Cl<sup>7</sup> A61B5/055, G01R33/54

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

## B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)  
Int.Cl<sup>7</sup> A61B5/055, G01R33/20-33/64Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched  
Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2004  
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2004 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2004Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)  
JICST FILE (JOIS)

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	JP 6-154187 A (Philips Electronics N.V.), 03 June, 1994 (03.06.94), Full text; Fig. 4 & EP 571018 A1 & US 5270652 A	1 2-13
A	JP 5-269108 A (Toshiba Corp.), 19 October, 1993 (19.10.93), Full text; all drawings (Family: none)	1-13
A	JP 2002-272705 A (Siemens AG.), 24 September, 2002 (24.09.02), Full text; all drawings & DE 10106830 A1 & US 2002111549 A1	1-13

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.
 ☐ See patent family annex.

* "A"	Special categories of cited documents: document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"T"	later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention
"E"	earlier document but published on or after the international filing date	"X"	document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone
"L"	document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)	"Y"	document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art
"O"	document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means	"&"	document member of the same patent family
"P"	document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		

Date of the actual completion of the international search  
27 January, 2004 (27.01.04)Date of mailing of the international search report  
10 February, 2004 (10.02.04)Name and mailing address of the ISA/  
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.



## A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl<sup>7</sup> A61B5/055; G01R33/54

## B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl<sup>7</sup> A61B5/055, G01R33/20-33/64

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報 1922-1996年  
 日本国公開実用新案公報 1971-2004年  
 日本国登録実用新案公報 1994-2004年  
 日本国実用新案登録公報 1996-2004年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

JICSTファイル (JOIS)

## C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
X A	JP 6-154187 A (フィリップス エレクトロニクス エヌベー) 1994. 06. 03, 全文, 第4図 & EP 571018 A1 & US 5270652 A	1 2-13
A	JP 5-269108 A (株式会社東芝) 1993. 10. 19, 全文, 全図 (ファミリーなし)	1-13

☒ C欄の続きにも文献が列举されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

## \* 引用文献のカテゴリー

「A」特に関連のある文献ではなく、一般的な技術水準を示すもの  
 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの  
 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)  
 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献  
 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献  
 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの  
 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの  
 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの  
 「&」同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

27. 01. 2004

国際調査報告の発送日

10. 2. 2004

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)  
 郵便番号100-8915  
 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)

神谷 直慈

2W 9310

電話番号 03-3581-1101 内線 3290

## C (続き) 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
A	JP 2002-272705 A (シーメンス アクチエンゲゼルシャフト) 2002.09.24, 全文, 全図 &DE 10106830 A1 &US 2002111549 A1	1-13